# DIE ZENTRALE HÄMODYNAMIK BEI GESUNDEN IN RUHE UND UNTER BELASTUNG

Franz Roth

München

1979

Aus der Zweiten Medizinischen Abteilung des Städtischen
Krankenhauses München-Schwabing
Chefarzt: Prof. Dr. med. E. König

# DIE ZENTRALE HÄMODYNAMIK BEI GESUNDEN IN RUHE UND UNTER BELASTUNG

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung der Doktorwürde in der gesamten Medizin
an der Ludwig Maximilians-Universität zu München

vorgelegt von
Franz Roth
aus
München

1979

Mit Genehmigung des Fachbereichs Medizin der
Universität München

Berichterstatter: Prof.Dr.med.E.König
Mitberichterstatter: Prof.Dr.med.N.Zöllner
Dekan: Prof.Dr.med.W.Spann
Tag der mündlichen Prüfung: 27.11.1979

UNIV.
LEIDEN
BIBL.

Mit Genehmigung des Fachbereichs Medizin der

Universität München

Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41535722_0001

I N H A L T


| | | | |
|---|---|---|---|
| A. | EINLEITUNG | S | 1 |
| B. | EIGENE UNTERSUCHUNGEN | S | 3 |
| 1. | Methode | S | 3 |
| 1.1. | Patientengut | S | 3 |
| 1.2. | Untersuchungstechnik | S | 3 |
| 1.3. | Statistik | S | 6 |
| 2. | Ergebnisse | S | 8 |
| 2.1. | Herzzeitvolumen ( HZV ) | S | 8 |
| 2.2. | Schlagvolumen ( SV ) | S | 10 |
| 2.3. | Herzfrequenz ( HF ) | S | 11 |
| 2.4. | Rechtsventrikulärer Druck ( RVP ) | S | 11 |
| 2.5. | Zentraler Venendruck ( ZVD ) | S | 12 |
| 2.6. | Pulmonalarteriendruck ( PA ) | S | 13 |
| 2.7. | Pulmonalkapillardruck ( PCP ) | S | 14 |
| 2.8. | Lungengefäßwiderstand ( PAR ) | S | 15 |
| C. | DISKUSSION DER ERGEBNISSE | S | 17 |
| 1. | Diskussion der linearen Beziehung von HZV zur Belastungsstärke | S | 17 |
| 2. | Diskussion des Schlagvolumens hinsichtlich Belastung und Körperposition | S | 19 |
| 3. | Diskussion der Herzfrequenzänderung unter Belastung | S | 20 |
| 4. | Diskussion von Ruhe- und Belastungswerten der Pulmonalarteriendrucke | S | 22 |

D. ZUSAMMENFASSUNG S 24

E. ANHANG: Tabellen und Abbildungen S 26

F. LITERATURVERZEICHNIS S 36

## A. EINLEITUNG

In den letzten Jahren fand neben der klassischen Katheteruntersuchung des rechten Herzens das Einschwemmkatheterverfahren zunehmend Eingang in die kardiologische Diagnostik. Diese Methode erweitert den Indikationsbereich für einen Herzkatheter beträchtlich, was vor allem dem geringen Risiko zuzuschreiben ist. In der klinischen Praxis bedient man sich des Einschwemmkatheters hauptsächlich in der Vorfelddiagnostik sowie der Kontrolle und Oberwachung des Verlaufs kardiovaskulärer Erkrankungen. So kann das Swan-Ganz-Verfahren in erster Linie zur Diagnostik der Herzinsuffizenz, besonders ihrer Frühstadien, die mit klinischen Mitteln allein nicht sicher diagnostiziert werden können, angewendet werden. Der Wert des Einschwemmverfahrens besteht darin, Änderungen des Schweregrades von Herzerkrankungen beziehungsweise den Therapieerfolg quantitativ zu erfassen.

Ein abnormales Verhalten der Hämodynamik läßt sich oft in Ruhe nicht nachweisen, so daß es angezeigt ist, die Untersuchung auch unter Belastung auszuführen. Nur auf diese Weise läßt sich zum Beispiel die Leistungsreserve des Herzens genau beurteilen.

Die mittels eines Einschwemmkatheters gewonnenen hämodynamischen Daten bedürfen zur Beurteilung ihrer Normalwerte. Mit ihrer Erstellung beschäftigt sich die vorliegende Arbeit. Wegen der Undurchführbarkeit breiter epidemiologischer Erhebun-

gen wurden hierfür die Daten derjenigen Patienten herangezogen, bei denen sich im Rahmen einer klinischen und weitergehenden Ausschlußdiagnostik der Nachweis einer organischen Herzerkrankung nicht führen ließ.

## B. EIGENE UNTERSUCHUNGEN

### 1. Methode

#### 1.1. Patientengut

An rund 500 Patienten wurde nach eingehender Untersuchung, die eine körperliche Anamnese, Laboruntersuchungen, Röntgenaufnahmen des Thorax, ein Ruhe- sowie Belastungs-EKG und bei entsprechender Indikation auch eine Lungenfunktionsprüfung oder Koronarangiographie umfaßte, eine Einschwemmkatheterisierung vorgenommen. Aus diesem Patientenkollektiv boten 40 Personen keinen Hinweis für eine organische Erkrankung des Herz- und Kreislaufsystems, so daß deren Katheterbefunde zur Erstellung normaler hämodynamischer Kreislaufgrößen dienen können. Die Auswahl der Probanden gestaltete sich damit hinsichtlich des Geschlechts, Alters und Trainingszustandes rein zufällig. Es gelangten insgesamt 25 Männer und 15 Frauen mit einem Durchschnittsalter von 44 $\pm$ 11,2 Jahren zur Untersuchung.

#### 1.2. Untersuchungstechnik

Die hämodynamischen Untersuchungen erfolgten mit Hilfe eines 4-lumigen Ballon-Einschwemmkatheters. [1] Da dieser Katheter

---

1) Modell 93-118-7F der Firma Edwards Lab., St. Ana, Calif., USA

zusätzlich zur distalen endständigen Öffnung ein seitständiges Lumen besitzt, erlaubt er die simultane Registrierung von Pulmonalarteriendruck und rechtsatrialem Druck bzw. zentralem Venendruck (ZVD). Oberdies kann mit dieser Ausführung auch das Herzzeitvolumen mittels der Thermodilutionsmethode bestimmt werden. Das Prinzip besteht darin, daß eiskalte Kochsalzlösung als Indikator in den rechten Vorhof injiziert wird, und die resultierende Temperaturerniedrigung in der Arteria pulmonalis mit einem in den Katheter eingebauten Thermistor registriert wird. Ein spezieller Computer [1] berechnet die Fläche der Temperatur-Zeit-Kurve und zeigt das Herzzeitvolumen in Liter pro Minute innerhalb weniger Sekunden digital an.

Der Katheter wurde ohne Röntgenkontrolle am liegenden Patienten nach Punktion in eine geeignete Ellenbogenvene eingeführt und dann bis in den Bereich der zentralen Venen vorgeschoben. Der Ballon wurde hier teilweise aufgeblasen und durch den Blutstrom in den rechten Vorhof geschwemmt. Der Ballon wurde nun ganz aufgeblasen, woraufhin er meist problemlos in den rechten Ventrikel und in die Arteria pulmonalis gelangte.

Über die Lage des Katheters informiert der am Sichtgerät [2] aufgezeichnete Druckverlauf. Bei gefülltem Ballon und Lage

---

1) Cardiac Output Computer 9510 A der Firma Edwards Lab., St. Ana.

2) 4-Kanal Oszilloskop 4-327-L 223

der Katheterspitze in einem distalen Pulmonalarterienast wird der Pulmonalkapillardruck (PCP), bei entleertem Ballon der Druck in der Arteria pulmonalis (PA) gemessen. Ein elektromechanischer Druckwandler [1] überträgt alternierend die aktuelle Druckpulskurve und den elektronisch integrierten Mitteldruck auf ein Registriergerät.[2] Dieser 8-Kanalschreiber zeichnet auch das EKG (Brustwandableitungen $V_1$, $V_2$, $V_5$) auf. Die Bestimmung des HZV nach der oben erwähnten Thermodilutionsmethode ermöglichte eine gleichzeitige Registrierung dieser Größe in kurzen Zeitabständen.

Nach abgeschlossener Ruhemessung erfolgt die Belastungsuntersuchung mit einem Fahrradergometer.[3]

Diese Arbeitsform wurde für unsere Fragestellung bevorzugt, weil sie exakt in Watt dosierbar und reproduzierbar ist. Je nach Leistungsvermögen, das bereits in einer orientierenden mehrstufigen Belastung vor Beginn der Katheterisierung ermittelt worden war, hatte der Patient eine ihm individuell angepaßte, submaximale Einstufenbelastung zu erbringen.

---

1) Bell und Howell Typ 4-327/11
2) Multiscriptor EK 21 der Firma Hellige
3) Elema - Schönander Typ EM 369

Sowohl in Ruhe, wie auch unter Belastung wurden die für diese Untersuchung relevanten hämodynamischen Größen in einer Phase gemessen, in der es zu einer weitgehenden Ergostase der einzelnen Ventilations- und Kreislaufgrößen gekommen ist. Da dieser "steady state" für einige Kreislaufparameter in der Praxis nicht erreicht wird, wurde der Begriff des "relativen steady state" geprägt, bei dem es unter Konstanz von HZV, $O_2$-Aufnahme und arteriovenöser $O_2$-Differenz nur zu minimalen Änderungen der Herzfrequenz, des PAM und des PCP kommen kann(17).

In diesem "relativen steady state", der sich nach etwa vier Minuten einstellt, wurden sodann die gleichen Funktionsparameter wie in Ruhe (HZV, PCP, PAS, PAD, PAM, ZVD) bestimmt. Folgende Werte ließen sich indirekt durch Berechnung ermitteln. Das Schlagvolumen (SV) ist durch das Herzzeitvolumen und die Herzfrequenz (HF) definiert. Der pulmonalarterioläre Widerstand (PAR) durch den Quotienten (PAM-PCP) zu HMV.

### 1.3. Statistik

Das aus den Untersuchungen gewonnene Datenmaterial wurde mit den üblichen statistischen Verfahren beschrieben. Dazu zählen die Bestimmung des Mittelwertes und der Standardabweichung sowie die Berechnung des Korrelationskoeffizienten und der Regressionsgeraden.

In vorliegender Arbeit gilt ein besonderes Interesse der Beziehung zwischen HZV und der Belastung, deshalb wurde in diesem Fall für die Regressionsgerade das zugehörige 95%-Vertrauensband ermittelt. Zu seiner Berechnung diente folgende Formel:

$$\hat{y} \pm \sqrt{2F_{(2,n-2)}}\; s_{\hat{y}} \qquad (31)$$

Außerdem wurde für diese Regression ein Linearitätstest auf dem 5%-Niveau durchgeführt. An Hand der Prüfgröße $\hat{F}$ konnte die Linearitätshypothese bestätigt werden.

$$\hat{F} = \frac{\frac{1}{k-2} \sum_{i=1}^{k} m_i \left(\bar{y}_i - \hat{y}_i\right)^2}{\frac{1}{n-k} \sum_{i=1}^{k} \sum_{j=1}^{m_i} \left(y_{ij} - \bar{y}_i\right)^2} \qquad (31)$$

Statistische Überlegungen lassen es ratsam erscheinen, die Ruhewerte nur unter Vorbehalt in die Gegenüberstellung von HZV und Belastungsstärke einzubeziehen, weil sonst die Regressionsanalyse an Werten vorgenommen wird, die die Kriterien einer Normalverteilung nur unzureichend erfüllen. Wenn man sich streng an das statistische Modell hielte, ohne den besonderen Umständen einer klinischen Untersuchung Rechnung zu tragen, dürften die Daten für Ruhe und Belastung nicht von den gleichen Patienten geliefert werden, da dies der Forderung nach gleicher Wahrscheinlichkeit für alle Stichproben nicht entspricht.

## 2. Ergebnisse

### 2.1. Herzzeitvolumen

Das HZV der vierzig Probanden betrug in Ruhe durchschnittlich 6,53 ± 1,15 l/min. Dem maximalen Wert von 8,5 l/min. steht ein minimaler von 4,2 l/min. gegenüber. Als Antwort auf die Belastung kam es zu einem linearen Ansteigen des HZV auf 12,39 ± 2,0 l/min. Ausgehend von den Belastungswerten lautet die Regressionsgerade, die den Zusammenhang zwischen Belastung (Watt) und HZV schätzt, folgendermaßen (Abb.1):

$y = 8{,}04 + 0{,}0534\,x$ $\quad y = \text{HZV} \quad x = \text{Watt}$

$n = 40$

Der Korrelationskoeffizient r, der die Straffheit dieses wechselseitigen Zusammenhangs mißt, hat den Wert 0,687. Die Prüfung der Regression auf Linearität nach dem 5%-Niveau verlief positiv, so daß die Linearitätshypothese beibehalten werden kann. Zusätzlich wurde für diese Regressionsgerade das 95%-Vertrauensband ermittelt und in Abbildung 1 dargestellt.

$\dot{\overline{y}} = \hat{y} + Bx$

$\underline{y} = \hat{y} - Bx$

| x | y | Bx |
|---|---|---|
| 40 | 10,17 | 4,04 |
| 70 | 11,8 | 2,35 |
| 100 | 13,3 | 2,66 |
| 130 | 14,9 | 4,52 |

Das Diagramm 2 berücksichtigt neben den Belastungswerten auch die Ruhewerte des HZV. Es zeigt sich deutlich, daß die Einbeziehung der Ruhewerte zu einer veränderten Regressionsbeziehung führt, graphisch kommt dies durch die steilere Regressionsgerade zum Ausdruck; auf die Ursache wird in der Diskussion noch näher eingegangen.

$$HZV = 6{,}63 + 0{,}069\ x$$
$$n = 80$$

In der Abbildung 3 wurde die Zunahme des HZV ($\Delta$ HZV) bei Arbeit jeweils zum Belastungswert aufgetragen. Bei einem Korrelationskoeffizienten von 0,637 ergibt sich diese Regressionsgerade:

$$\Delta HZV = 2{,}748 + 0{,}038\ x$$

Ergänzungsuntersuchung mit einer Kontrollgruppe:

Das Ziel dieser Untersuchung ist es zu klären, ob allein das Hochheben der Füße in die Pedale des Ergometers (Drehpunkthöhe 40 cm über der Untersuchungsliege) bereits einen Anstieg des HZV zur Folge hat. Bei 4 jungen Probanden kam es zu einem Anwachsen des mittleren HZV von 8,78 $\pm$ 0,9 l/min. auf 9,67 $\pm$ 0,37 l/min., womit diese Vermutung bestätigt wurde. Eine mehrstufige Belastung ergänzte diesen Versuch, so daß sich das Verhältnis Belastungsstärke zu HZV differenziert betrachten läßt (Abb. 4) :

Die Ruhewerte bei flach ausgestreckten Beinen und die Belastungswerte liegen recht eng (r = 0,96) um folgende Regressionsgerade:

$$\dot{y} = 9,72 + 0,0698\ x$$

Sind die Beine bereits auf die Pedale gesetzt, wird das Verhältnis Belastungsstärke zu HZV durch diese Gerade beschrieben:

$$\bar{y} = 10,18 + 0,0647\ x$$

$$r = 0,97$$

Setzt man ausschließlich die Belastungswerte in Beziehung zum HZV ergibt sich folgende Abhängigkeit:

$$\hat{y} = 10,66 + 0,059\ x$$

$$r = 0,97$$

2.2. Schlagvolumen

Das durchschnittliche Schlagvolumen der 40 Patienten lag in Ruhe bei 85,2 ml. Die verhältnismäßig breite Streuung kommt in der Standardabweichung von 15,2 ml zum Ausdruck.

Die Arbeit am Fahrradergometer führte bei den 40 Personen im Mittel zu einem 14,2 %igen Anstieg des Schlagvolumens auf 99,35 ml ( s = $\pm$ 16,32). Wie aus der Abbildung 5 zu ersehen ist, geht die Belastung keineswegs mit einer obligaten Erhöhung des SV einher. In zwei Fällen blieb es unverändert, während es bei vier Untersuchungen sogar unter den Ruhewert abfiel

## 2.3. Herzfrequenz

In Ruhe fand sich bei den 40 Patienten eine mittlere Herzfrequenz von 78,35 ± 12,48 Schläge/min.

Wie aus der Abbildung 6 hervorgeht, zeigt sie bei körperlicher Tätigkeit ausnahmslos einen Anstieg. ( m = 37,7 % ), so daß sich als Durchschnittswert 127,32 Schläge/min. ergibt.Die Standardabweichung beträgt ± 16,48.

Bei Gegenüberstellung von Herzzeitvolumen und Herzfrequenz (Abb. 7) läßt sich keine befriedigende Korrelation nachweisen. Wenn Ruhe- und Belastungswerte getrennt betrachtet werden, beträgt die Größe des Korrelationskoeffizienten r 0,51 bzw. 0,43.

## 2.4. Rechtsventrikulärer Druck (RVP)

Zur Beschreibung der rechtsventrikulären Druckverhältnisse wurden der systolische und enddiastolische Druck gemessen, jedoch ließ die Art der Versuchsanordnung nur eine Messung in Ruhe zu. Betrachtet man die charakteristischen Größen für das untersuchte Patientenkollektiv, so wird die Enddiastole gekennzeichnet durch einen Mittelwert von 3,9 mm Hg, um den die Einzelwerte verhältnismäßig breit streuen ( s = ± 1,53). Demgegenüber beträgt der durchschnittliche systolische Druck 23,6 mm Hg, wovon es individuell recht große Abweichungen gibt ( s = ± 3,98).

In dem Diagramm 8 sind diese Werte gegen das jeweils zugehörige Herzzeitvolumen aufgetragen.

Die Korrelationskoeffizienten zeigen keine Beziehung.

Die Regressionsgerade weist für die Diastole eine abfallende und für die Systole eine leicht steigende Tendenz auf.

| Diastole: | Systole: |
|---|---|
| r =-0,34 | r = 0,1 |
| y = 6,88 - 0,46 x | y = 21,35 + 0,35 x |

Während Ergometerarbeit gilt als Äquivalent für den systolischen RVP der PAS und für den enddiastolischen Druck der RAP bzw. ZVD.

## 2.5. Zentraler Venendruck (ZVD)

Für den zentralen Venendruck, der mit dem Druck im rechten Vorhof identisch ist, ergab sich nach Auswertung der Befunde als Mittelwert während der Ruhephase 3,01 $\pm$ 1,56 mm Hg. Die Belastungsprüfung führte zu einem Druckanstieg auf

4,24 $\pm$ 1,82 mm Hg.

Unter Berücksichtigung der niedrigen Korrelation ( r = 0,3 ) läßt sich aus der Abb. 9 entnehmen, daß mit wachsendem HZV auch der ZVD ansteigt.

ZVD = 2,2 + 0,149 HZV

## 2.6. Pulmonalarteriendruck

Zur Beurteilung der links- und rechtsventrikulären Dynamik ist der Pulmonalarteriendruck von wesentlicher Bedeutung. So kommt es zum Zeitpunkt der Enddiastole zu einem Druckausgleich zwischen Lungenarteriendruck, linksatrialen Mitteldruck und dem linksvertrikulären Füllungsdruck.

Der diastolische Pulmonalarteriendruck (PAD) lag bei unseren Patienten in Ruhe bei durchschnittlich 8,3 $\pm$ 2,5 mmHg. Er erstreckte sich über einen Bereich von 3 bis 13 mmHg.. Der Mittelwert des systolischen Pulmonalarteriendrucks (PAS) erreichte 19,9 $\pm$ 3,5 mmHg, mit einem unteren Grenzwert von 13 mmHg und einem oberen von 27 mmHg..

Als Mitteldruck in der Pulmonalarterie (PAM) errechnete sich ein Druckniveau von 13,3 $\pm$ 2,4 mmHg..

Das Verhalten des Pulmonalarteriendrucks während des Arbeitsversuchs ist durch einen allgemeinen Druckanstieg charakterisiert. Im Einzelfall ergaben sich folgende Durchschnittswerte: der PAD lag bei 13,92 $\pm$ 3,5 mm Hg, der PAS bei 31,42 $\pm$ $\pm$ 5,36 mmHg und der PAM bei 21,74 $\pm$ 3,7 mmHg.

Über die Beziehung zwischen Pulmonalarteriendruck und HZV geben die Diagramme 10, 11, 12 und die untenstehenden Daten Auskunft. Die Korrelationskoeffizienten wie auch die Steigungen der Regressionsgeraden stimmen nahezu überein, was zu der

Schlußfolgerung führt, daß die Höhe des HZV und die Druckkurve der Lungenarterie in jeder Phase in einer gewissen Beziehung stehen.

PAD = 4,5 + 0,698 HZV r = 0,57
PAS = 11,35 + 1,15 HZV r = 0,69
PAM = 6,9 + 1,12 HZV r = 0,71

Wenn man beim Vergleich der Füllungsdrucke des rechten Herzens (ausgedrückt durch den ZVD) mit dem Pulmonalarterienmitteldruck PAM die Belastungswerte miteinbezieht, dann korrelieren diese Größen in einem befriedigendem Maße (Abb. 13).

PAM = 10,72 + 1,83 ZVD r = 0,6

## 2.7. Pulmonalkapillardruck (PCP)

Für den Pulmonalkapillardruck errechnete sich als durchschnittlicher Ruhewert 6,8 mmHg. Die Standardabweichung dazu beträgt $\pm$ 2,79. Während körperlicher Tätigkeit stieg der Mittelwert auf 1o,55 $\pm$ 4,06 mmHg. Einen Anstieg des PCP unter Belastung kann man jedoch nicht als allgemein gültig postulieren, da in einigen Fällen der PCP sich nicht änderte oder sogar abfiel. Das Diagramm 14 verdeutlicht diese Aussage.

Die Abbildung 15 zeigt das Verhalten von Pulmonalkapillardruck in Relation zum Herzminutenvolumen. Es kommt zwar mit steigendem HZV zu einer Erhöhung des PCP, die Beziehung zwi-

schen beiden Größen ist aber sehr schwach:

$$PCP = 5,6 + 0,32\ HZV \qquad r = 0,3$$

Da der Pulmonalkapillardruck indirekt den Füllungsdruck des linken Ventrikels wiederspiegelt, kann man ihn auch als Maß für die enddiastolische Füllung betrachten. Wie aus der Graphik 16 ersichtlich ist, lassen die während Ruhe und Arbeit gemessenen Daten keinen Zusammenhang zwischen der Höhe des PCP und dem Schlagvolumen erkennen.

Es interessiert natürlich auch, ob der PCP zum ZVD in einem ähnlichen Zusammenhang steht wie der Pulmonalarterienmitteldruck. Die Korrelation ist mit 0,54 fast gleich, die Regressionsgerade verläuft etwas weniger steil (Abb. 17). Bei steigendem PCP kann man folglich mit einer Zunahme des ZVD rechnen.

$$PCP = 4,3 + 1,2\ ZVD \qquad r = 0,54$$

## 2.8 Lungengefäßwiderstand (PAR)

Der Lungengefäßwiderstand PAR kennzeichnet das Ausmaß des Druckabfalls in den Widerstandsgefäßen der Lungenstrombahn in Relation zum Lungendurchfluß. Das Verhältnis des Druckgradienten PAM-PCP zum Herzzeitvolumen erfaßt diesen Widerstand. Wie die Auswertung der Ruhe- und Belastungsbefunde ergab, folgt die Beziehung zwischen PAM-PCP und HZV einer linearen Funktion. In Abbildung 18 ist neben der Regressionsgeraden eine Diagonale eingezeichnet, auf der alle Punkte den Lungen-

gefäßwiderstand der Größe 1 mmHg/1 min. $^{-1}$ haben. Die im Vergleich zu dieser Diagonale geringere Steigung der Regressionsgeraden erlaubt den Schluß, daß mit wachsendem Blutfluß der Lungengefäßwiderstand abnimmt. So fällt auch sein durchschnittlicher Wert beim Übergang Ruhe zu Arbeit von 1,04 auf 0,96 mmHg/1 min. $^{-1}$ ( $s = \pm 0{,}3$ bzw. $\pm 0{,}2$ ).

$$PAM\text{-}PCP = 1{,}01 + 0{,}83\ HZV \qquad r = 0{,}7$$

## C. DISKUSSION DER ERGEBNISSE

### 1. Diskussion der linearen Beziehung von HZV zur Belastungsstärke

Wie die vorliegende Arbeit zeigt, ist die Streuung der normalen werte in der Hämodynamik beträchtlich. Gelegentlich ergeben sich Einzelwerte, die weder in das Gesamtbild passen, noch durch technische Fehler erklärt werden können. Eine einheitliche Beurteilung ist aber nur möglich, wenn versucht wird, in einer integrierenden Interpretation allgemein gültige Normgrenzen zu setzen.

Das Herz übernimmt die Aufgabe, das Herzminutenvolumen, also die in der Zeiteinheit ausgeworfene Blutmenge, so einzustellen, daß der je nach Stoffwechselintensität sich ändernde Sauerstoffbedarf der Organe jederzeit gedeckt wird. Zahlreiche Autoren beschäftigen sich mit der Frage, wie sich das HZV unter Belastung verhält. Wenn auch bei den einzelnen Untersuchungen nach unterschiedlichen Methoden vorgegangen wurde, lassen sich doch grundsätzlich zwei differierende Meinungen erkennen.

Verschiedene Untersucher (3, 15, 4, 5, 25) geben an, daß der Zusammenhang zwischen HZV und Arbeit bzw. aufgenommener Menge $O_2$ einer linearen Beziehung folge. Andere ( 22, 1, 23, 24, 2) wiederum beschreiben neben der linearen noch eine nichtlineare Komponente, und zwar dergestalt, daß das HZV bei leichter

Belastung in Relation zur $O_2$-Aufnahme stärker ansteigt als bei stärkerer Belastung. G. Ekelund und A. Holmgren, die sich in einer ausführlichen Studie (11) mit dem Normalverhalten der Hämodynamik beschäftigen, fanden bei jungen Personen, die im Liegen am Fahrradergometer Arbeit leisteten, ein lineares Ansteigen des HZV, demgegenüber beobachteten sie bei gut trainierten Probanden sowie bei maximaler Arbeit in aufrechter Haltung eine kurvi-lineare Beziehung zwischen HZV und $V_{O_2}$. Es fällt aber auf, daß für die erste Gruppe bei ausschließlicher Berücksichtigung des Belastungsversuchs eine andere Regressionsgerade angegeben ist, als bei Einbeziehung der Ruhewerte, wobei sich letztere durch einen kleineren y-Achsenabschnitt und eine größere Steilheit auszeichnet.

Dieses Ergebnis steht in Analogie zu unserer Beobachtung. Eine Ursache dieses Effekts vermuteten wir in dem Umstand, daß durch das Hochheben der Beine in die Pedale veränderte hydrostatische Bedingungen geschaffen werden, die ein erhöhtes HZV zur Folge haben.

Die Vermutung wurde durch eine Zusatzuntersuchung mit einer Kontrollgruppe bestätigt. Wenn man die Ruhewerte bei erhobenen Beinen in das Verhältnis Wattbelastung zu HZV miteinbezieht, zeigt sich, daß diese Regression nahezu identisch ist mit derjenigen, die nur die Belastungswerte berücksichtigt.

Diese Beobachtung dürfte größtenteils für die Divergenz zwischen den beiden in Abbildung 2 dargestellten Regressionsgeraden verantwortlich sein. Zusammenfassend kann man zwar einen linearen Anstieg des HZV unter Belastung im Liegen postulieferen, doch läßt die hohe Streuung der Einzelwerte eine sichere Aussage des HZV über den Funktionszustand des Herzens im Individualfall nur mit Einschränkungen zu.

## 2. Diskussion des Schlagvolumens hinsichtlich Belastung und Körperposition.

Das Schlagvolumen und die Herzfrequenz bestimmen in einer Interaktion die Größe des Herzzeitvolumens. Die Streuung des SV wiederum erfolgt durch Koordination verschiedener Faktoren, wie Herzmuskelkontraktilität, enddiastolische Füllung, Herzvolumen und arteriellen Druck. Bevor wir frühere Untersuchungen mit unserem Ergebnis vergleichen, muß darauf hingewiesen werden, daß die Körperlage einen wesentlichen Einfluß auf den venösen Rückstrom ausübt. So wird im Liegen der orthostatische Effekt auf den Kreislauf ausgeschaltet.

Der Wechsel von Ruhe zu Arbeit machte sich bei 34 von unseren 40 Probanden in einem Anstieg des SV bemerkbar.

Vergleichbare Untersuchungen, die ebenfalls in liegender Position erfolgten, stimmen mit diesem Ergebnis überein (11, 3, 7, 12, 19, 15, 4, 29, 5, 6, 30, 28, 14). In Obereinstimmung

mit unserem Ergebnis beobachteten einige Autoren (11, 4, 10, 28) allerdings auch Fälle, bei denen das Arbeitsschlagvolumen gegenüber dem Ruhewert erniedrigt oder unverändert war. Eine entsprechend erhöhte Herzfrequenz stellt zwar auch hier ein adäquates HZV sicher, die Ursache dieses Vorganges ist aber noch ungeklärt.

Ein anderes Verhalten zeigt das SV in stehender Position. Die Arbeiten 11, 3, 15, 5 stimmen darin überein, daß der Ruhewert bis zu 30 % kleiner ist als im Liegen. Allerdings kam es dann bei Beinarbeit zu einer mittleren Schlagvolumenzunahme von 30 - 60 %.

### 3. Diskussion der Herzfrequenzänderung unter Belastung

Die Arbeit am Fahrradergometer bewirkte bei unseren Patienten eine beachtliche Zunahme der Herzfrequenz um durchschnittlich 37,7 %. Infolgedessen ist die Zunahme der Herzfrequenz als ein wichtiger Mechanismus zur Steigerung des HZV anzusehen. Ob der Anstieg des Schlagvolumens oder der Herzfrequenz im Vordergrund steht, hängt u.a. von der Körperhaltung ab. Daneben spielen Trainingszustand und Einflüsse des autonomen Nervensystems eine modifizierende Rolle ( 8, 19 ).

Ober das Verhalten des Pulmonalarteriendrucks liegen in der Literatur differierende Angaben vor. Bevor hier auf die Ergebnisse anderer Untersucher eingegangen wird, scheint es an-

gebracht, darauf hinzuweisen, daß Belastungsgrad, Belastungsdauer, wie auch vor allem der Zeitpunkt der Druckmessung während der Belastung für die Druckhöhe sehr maßgeblich sind. Unsere Ruhedurchschnittswerte stimmen größenmäßig mit den in der Literatur gefundenen überein. ( 4, 16, 32, 18 ).

Dagegen wurden unterschiedliche Beobachtungen über das Druckverhalten unter körperlicher Belastung gemacht.Die Arbeiten 4, 18, 32, 33 geben, wie wir, einen deutlichen Anstieg des PA-Drucks bei Arbeit an. Dexter (10) beschreibt erst dann ein Anwachsen des Pulmonalarteriendrucks, wenn die zu leistende Anstrengung eine $O_2$-Aufnahme von mehr als 400 $cm^3$/min. erforderte. Die Studien 13 und 16 berichten zwar von einer Druckerhöhung des PAS, jedoch von keiner nennenswerten Änderung des PAM.

Analog zu unserer Beobachtung kommen auch Barratt-Boyes (4) und G. Ekelund (11) zu dem Ergebnis, daß zwischen dem Herzzeitvolumen und dem Pulmonalarteriendruck eine positive Korrelation besteht.

## 4.. Diskussion von Ruhe- und Belastungswerten der Pulmonalarteriendrucke

Der Swan-Ganz-Katheter ermöglicht mittels Okklusion einer Pulmonalarterie eine zuverlässige und artefaktarme Registrierung des Pulmonalkapillardrucks. Da der PCP mit dem linken Vorhofdruck weitgehend übereinstimmt, erlaubt seine Kenntnis auch eine Aussage über die Höhe des linksventrikulären Füllungsdrucks.

Unsere Messungen ergeben zwar im Durchschnitt einen Anstieg von 6,8 mmHg auf 10,55 mmHg bei Belastung, doch läßt der niedrige Korrelationskoeffizient nicht zu, die Ruhewerte eindeutig von den Belastungswerten abzugrenzen. Einige Untersucher ( 1o, 16, 32 ) sahen keine wesentlichen Änderungen der Belastungsdrucke gegenüber den Ruhewerten, während andere Autoren einen Anstieg des PCP feststellten ( 11, 15, 5 ). Nach Most (18) kommt es bei gesunden Versuchspersonen beim Hochheben der Füße in die Pedale zu einem signifikaten Druckanstieg, zu einem Maximum in der 2. Belastungsminute und anschließend zu einem kontinuierlichen Druckabfall, so daß schon in der 4. Minute keine signifikante Trennung zu den Ruhedrucken mehr möglich ist.

Hingegen sahen wir mit zunehmendem HZV eine mäßige Drucksteigerung im relativen steady state.

Die Mitteilungen über das Verhalten des Lungengefäßwiderstandes stimmen weitgehend überein. Die Untersucher 11, 15, 16 und 33 beschreiben eine leichte Abnahme des PAR; andere Autoren (1o, 4) konnten keine signifikante Änderung beim Übergang Ruhe zu Arbeit erkennen.

## D. ZUSAMMENFASSUNG

Bei 40 Personen, bei denen nach eingehender Untersuchung eine organische Herz-Kreislauferkrankung ausgeschlossen werden konnte, wurde die Hämodynamik in Ruhe und während Ergometerbelastung im Liegen bestimmt.

Das Herzzeitvolumen der 40 Probanden betrug in Ruhe durchschnittlich 6,5 $\pm$ 1,1 l/min. und stieg bei Belastung auf 12,39 $\pm$ 2,0 l/min. Zwischen dem Herzzeitvolumen und der Belastungsstärke (Watt) besteht zwar eine lineare Beziehung, doch streuen die Einzelwerte stark.

Das Schlagvolumen und die Herzfrequenz sind die bestimmenden Faktoren für die Höhe des Herzzeitvolumens. Zu dessen Steigerung während Belastung tragen diese beiden Komponenten aber individuell in unterschiedlichem Ausmaße bei. So stieg im Durchschnitt das Schlagvolumen von 85,2 $\pm$ 15,2 ml um 14,2% auf 99,3 $\pm$ 16,3 ml an, wobei in 6 Fällen keine Änderung oder sogar ein Abfall des Schlagvolumens auftrat.

Die Herzfrequenz stieg während Belastung um 37,7 % (von durchschnittlich 78,4 auf 127,3 Schläge/min.) an und trug damit anteilsmäßig stärker zur Steigerung des Herzzeitvolumens bei als das Schlagvolumen.

Der Pulmonalarteriendruck nahm unter Belastung in der Systole von 19,9 ± 3,5 mmHg auf 31,4 ± 5,3 mmHg und in der Diastole von 8,3 ± 2,5 mmHg auf 13,9 ± 3,5 mmHg zu. Der Pulmonalarterienmitteldruck zeigte einen Anstieg von 13,2 ± 2,4 mmHg auf 21,7 ± 3,7 mmHg. Zwischen der Druckhöhe in der Lungenarterie und dem Herzzeitvolumen besteht eine positive Korrelation.

Der Pulmonalkapillardruck, der einen indirekten Index für den linksventrikulären Füllungsdruck darstellt, stieg während Belastung nur gering an. Im Durchschnitt ergab sich ein Anstieg von 6,8 ± 2,8 mmHg auf 10,55 ± 4 mmHg. Für diese Größe ergab sich keine signifikante Korrelation zur Höhe des Herzzeitvolumens ( r = 0,3 ).

Für den zentralen Venendruck errechneten sich als Mittelwerte 3,01 ± 1,5 mmHg in der Ruhe- und 4,24 ± 1,8 mmHg in der Belastungsuntersuchung. Auch in diesem Fall besteht keine signifikante Korrelation zum Herzzeitvolumen.

Zwischen dem zentralen Venendruck und dem Pulmonalkapillardruck konnte eine signifikante Korrelation ( r = 0,54 ) festgestellt werden, ohne daß man im Einzelfall von der Größe des einen Werts auf die des anderen schließen kann.

Beim Vergleich des Füllungsdruckes des rechten Herzens, ausgedrückt durch den zentralen Venendruck, mit dem Pulmonalarterienmitteldruck zeigt sich eine befriedigende Korrelation ( r = 0,6 ). Der Lungengefäßwiderstand nahm mit wachsendem Blutfluß gering ab, durchschnittlich fiel er beim Übergang Ruhe zu Arbeit von 1,04 auf 0,96 mmHg/l $min.^{-1}$.

E. ANHANG

Legende

Abbildung 1

Korrelation zwischen Herzzeitvolumen (HZV) und Belastungsstärke (ausgedrückt in Watt) bei 40 Patienten mit Darstellung der dazu gehörigen Regressionsgeraden y und des 95 % Vertrauensbandes $\bar{\dot{y}}$-$\bar{y}$.

Abbildung 2

Einbeziehung der Ruhewerte in die Gegenüberstellung von HZV und Belastungsstärke. Die resultierende Regressionsgerade ist dargestellt in $\bar{y}$, zum Vergleich ist auch y aus Abb. 1 eingezeichnet ( n = 8o ).

Abbildung 3

Verhältnis der Herzzeitvolumenzunahme ($\Delta$ HZV) zur Belastungsstärke mit dazugehöriger Regressionsgeraden y ( n = 40 ).

Abbildung 4

Hier werden die Beziehungen zwischen HZV und Belastungsstärke bei verschiedener Beinstellung gegenübergestellt und durch die jeweiligen Regressionsgeraden $\dot{y}$, $\bar{y}$ und $\hat{y}$ ausgedrückt ( = 4 );

$\dot{y}$ : Messung der Ruhewerte bei flach ausgestreckten Beinen

$\bar{y}$ : Beine bei Ruhemessung bereits auf die Pedale gesetzt

$\hat{y}$ : ohne Einbeziehung der Ruhewerte

Abbildung 5

Änderung des Schlagvolumens, ausgedrückt in % des Ruhevolumens, in Beziehung zur Belastungsstärke ( n = 40 ).

Abbildung 6

Änderung der Herzfrequenz, ausgedrückt in % der Ruhefrequenz, in Beziehung zur Belastungsstärke ( n = 40 ).

Abbildung 7

Gegenüberstellung der Ruhe- und Belastungswerte von Herzzeitvolumen und Herzfrequenz ( $min.^{-1}$ ).

● Kreise: Ruhewerte ( n = 40 )

+ Kreuze: Belastungswerte ( n = 40 )

Abbildung 8

Verhältnis der Ruhewerte des Herzzeitvolumens zum jeweiligen rechtsventrikulären Druck RVP ( mmHg ) in Systole und Diastole. $y_s$ stellt die Regressionsgerade für die Systole, $y_d$ für die Diastole dar.

● Kreise: diastolische Werte ( n = 40 )

▲ Dreiecke: systolische Werte ( n = 40 )

Abbildung 9

Gegenüberstellung der Ruhe- und Belastungswerte von HZV und zentralem Venendruck ZVD ( mmHg ) mit dazugehöriger Regressionsgeraden y.

Abbildung 10

Korrelation zwischen Herzzeitvolumen und diastolischem Pulmonalarteriendruck PAD ( mmHg ) in Ruhe und unter Belastung, mit Darstellung der Regressionsgeraden y ( n = 80 ).

Abbildung 11

Korrelation zwischen Herzzeitvolumen und systolischem Pulmonalarteriendruck PAS ( mmHg ) in Ruhe und unter Belastung, mit Darstellung der Regressionsgeraden y ( n = 80 ).

Abbildung 12

Korrelation zwischen Herzzeitvolumen und mittlerem Pulmonalarteriendruck PAM ( mmHg ) in Ruhe und unter Belastung, mit Darstellung der Regressionsgeraden y ( n = 80 ).

Abbildung 13

Verhältnis des ZVD zum PAM in Ruhe und unter Belastung mit dazugehöriger Regressionsgeraden y ( n = 80 ).

●Kreise: Ruhewerte

▲Dreiecke: Belastungswerte

Abbildung 14

Korrelation zwischen Pulmonalkapillardruck (PCP ( mmHg ) und Belastungsstärke ( n = 80 ).

●Kreise: Ruhewerte

▲ Dreiecke: Belastungswerte

Abbildung 15

Gegenüberstellung der Ruhe- und Belastungswerte von HZV und PCP mit Regressionsgeraden y ( n = 80 ).

Abbildung 16

Gegenüberstellung der Ruhe- und Belastungswerte von PCP und Schlagvolumen ( n = 80 ).

● Kreise: Ruhewerte

▲ Dreiecke: Belastungswerte

Abbildung 17

Korrelation zwischen ZVD und PCP in Ruhe und unter Belastung, mit Darstellung der Regressionsgeraden y ( n = 80 ).

● Kreise: Ruhewerte

▲ Dreiecke: Belastungswerte

Abbildung 18

Darstellung des Lungengefäßwiderstandes durch die Beziehung des Druckgradienten PAM - PCP ( mmHg ) zum HZV. Neben der Regressionsgeraden y ist eine Diagonale d eingezeichnet, auf der alle Punkte den Lungengefäßwiderstand der Größe 1 mmHg/l min.$^{-1}$ haben ( n = 80 ).

● Kreise: Ruhewerte

▲ Dreiecke Belastungswerte

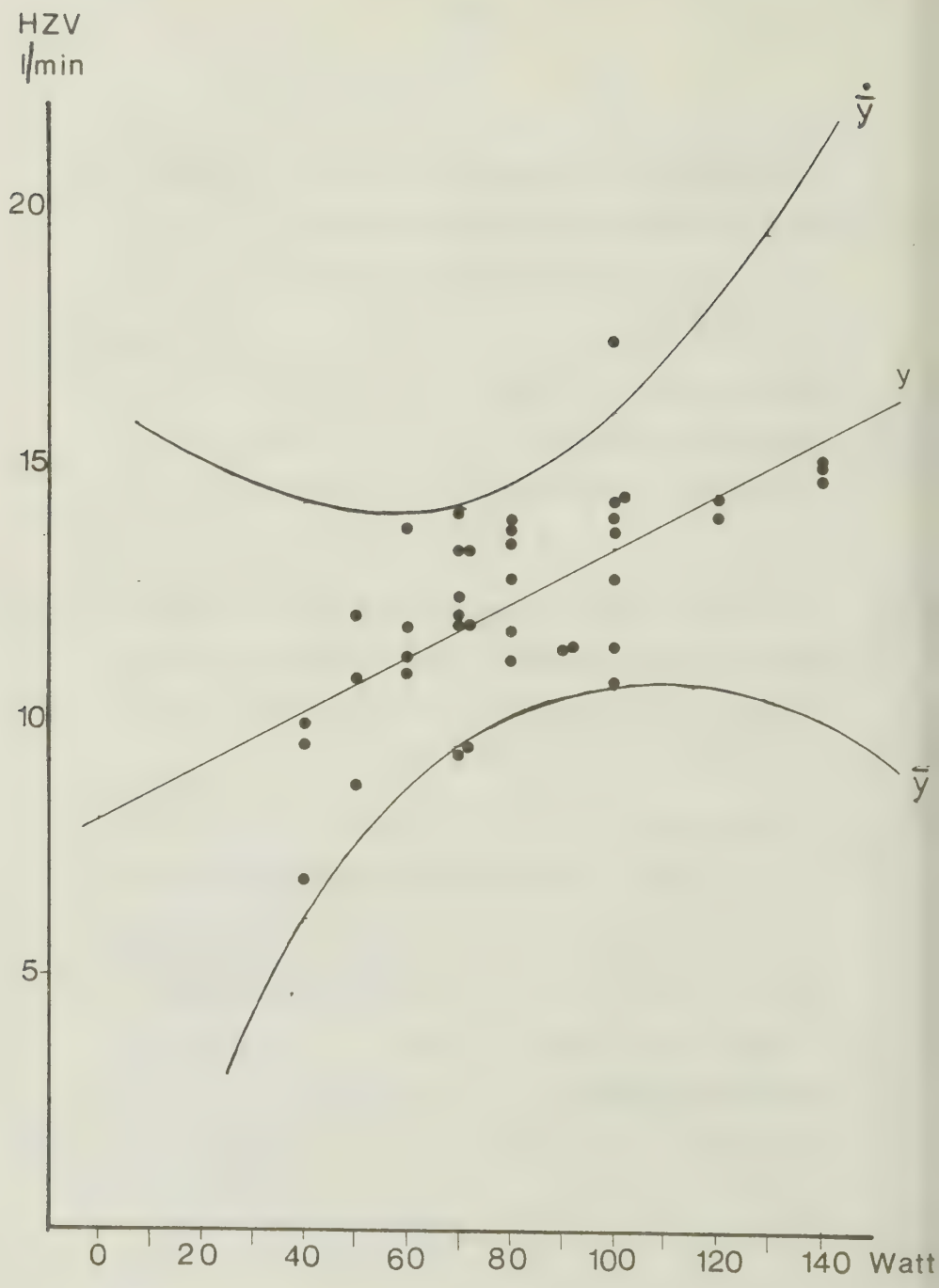


Abb.1

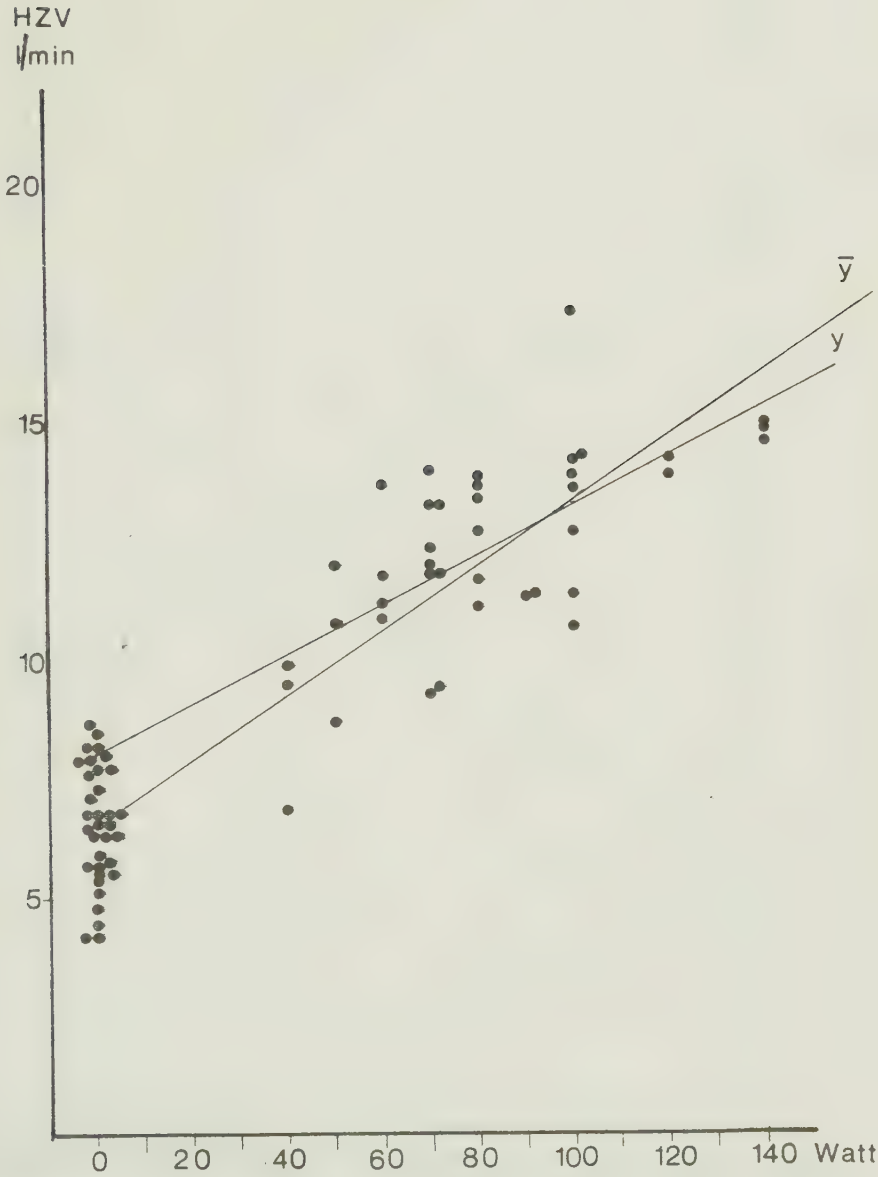


Abb.2

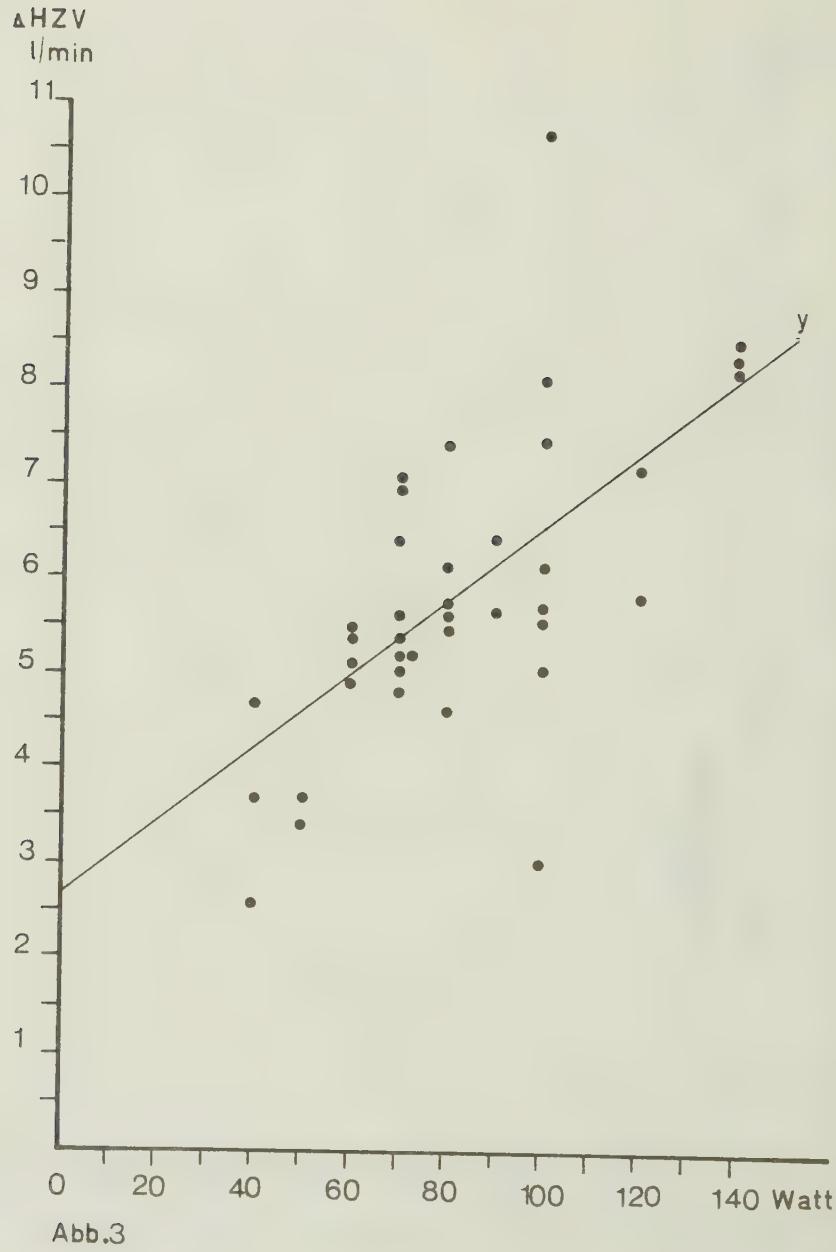


Abb.3

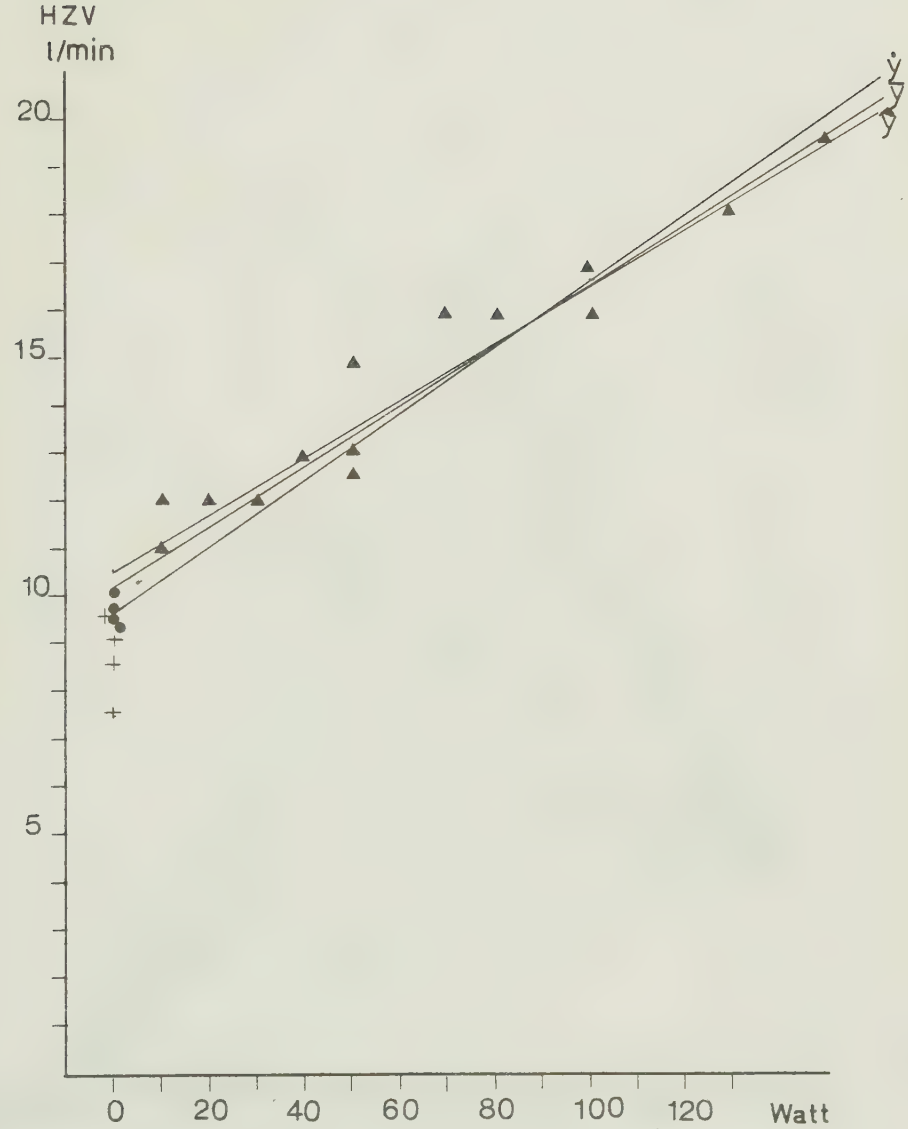


Abb.4

Abb.5

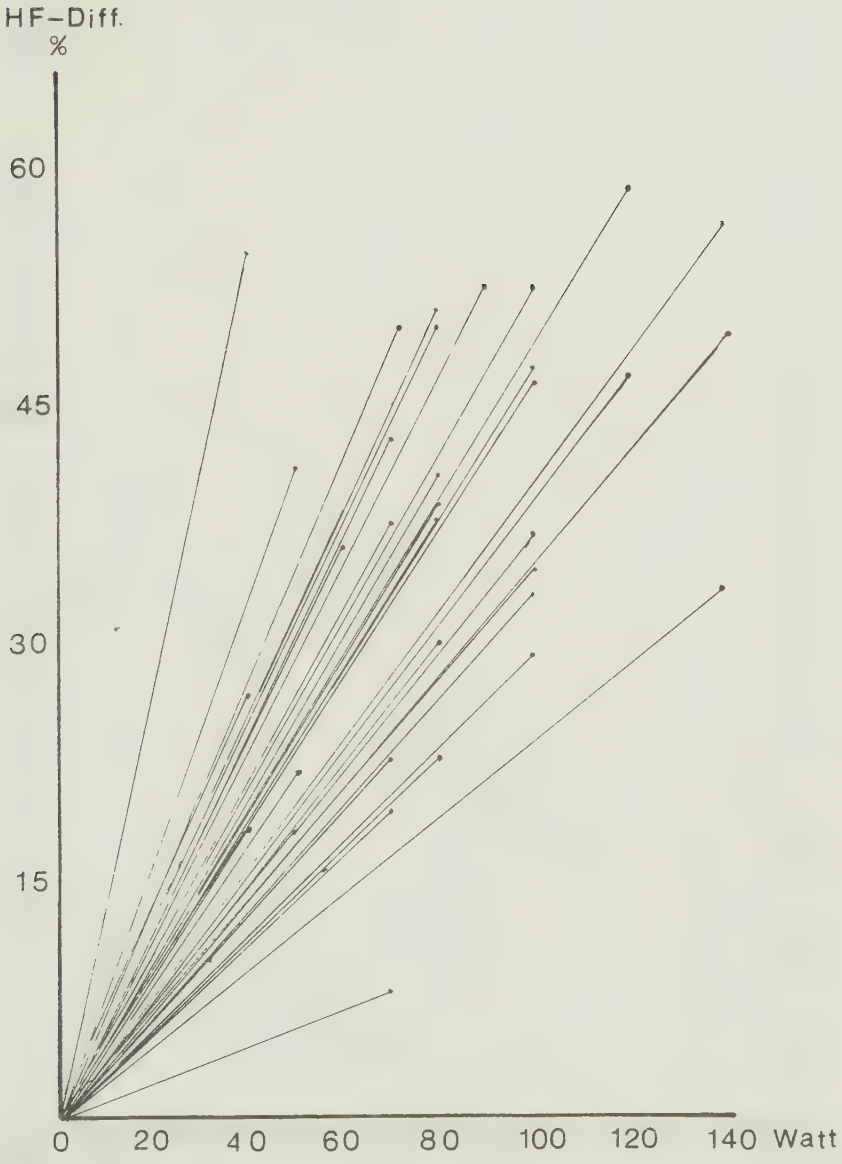


Abb.6

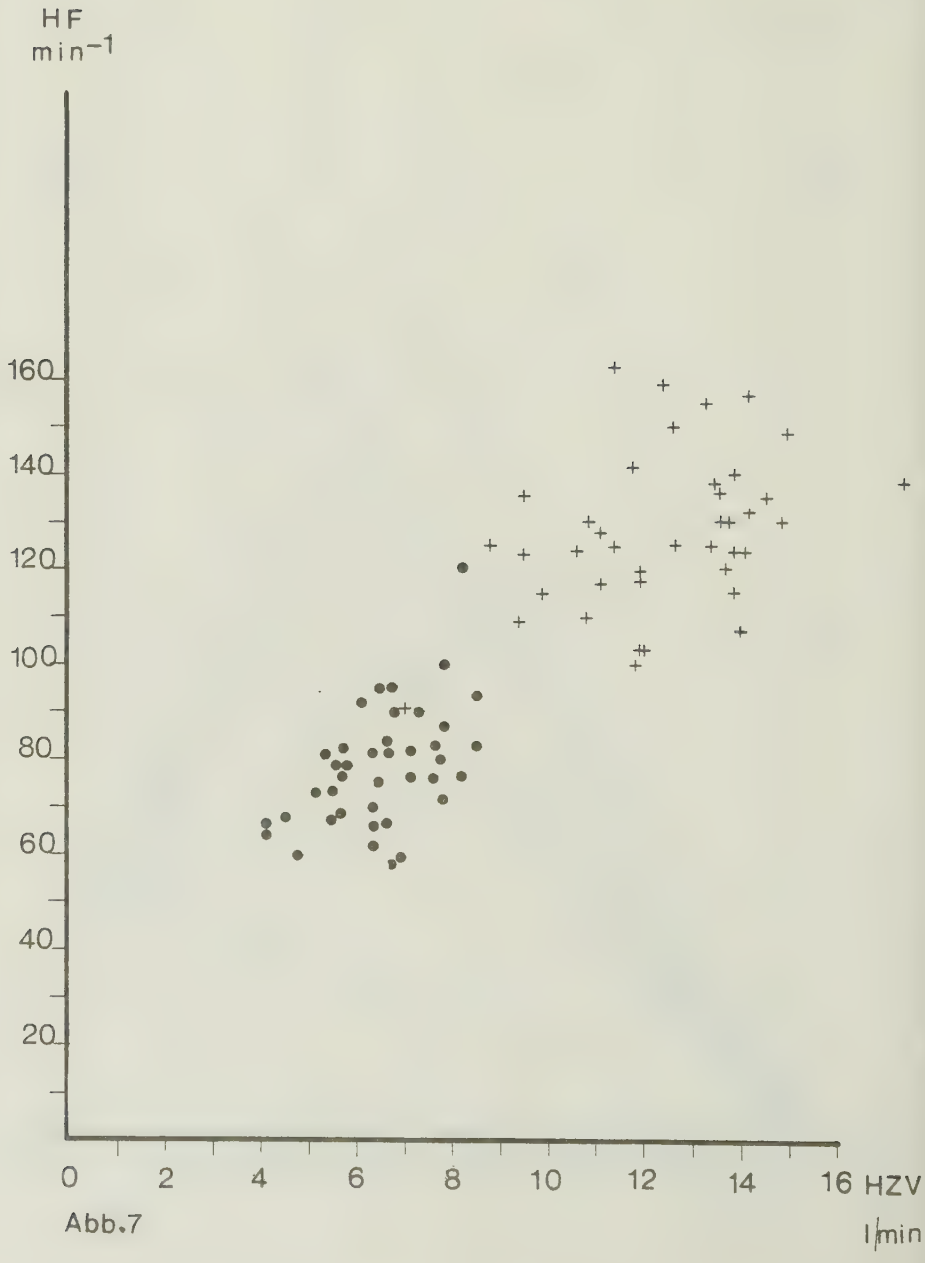


Abb.7

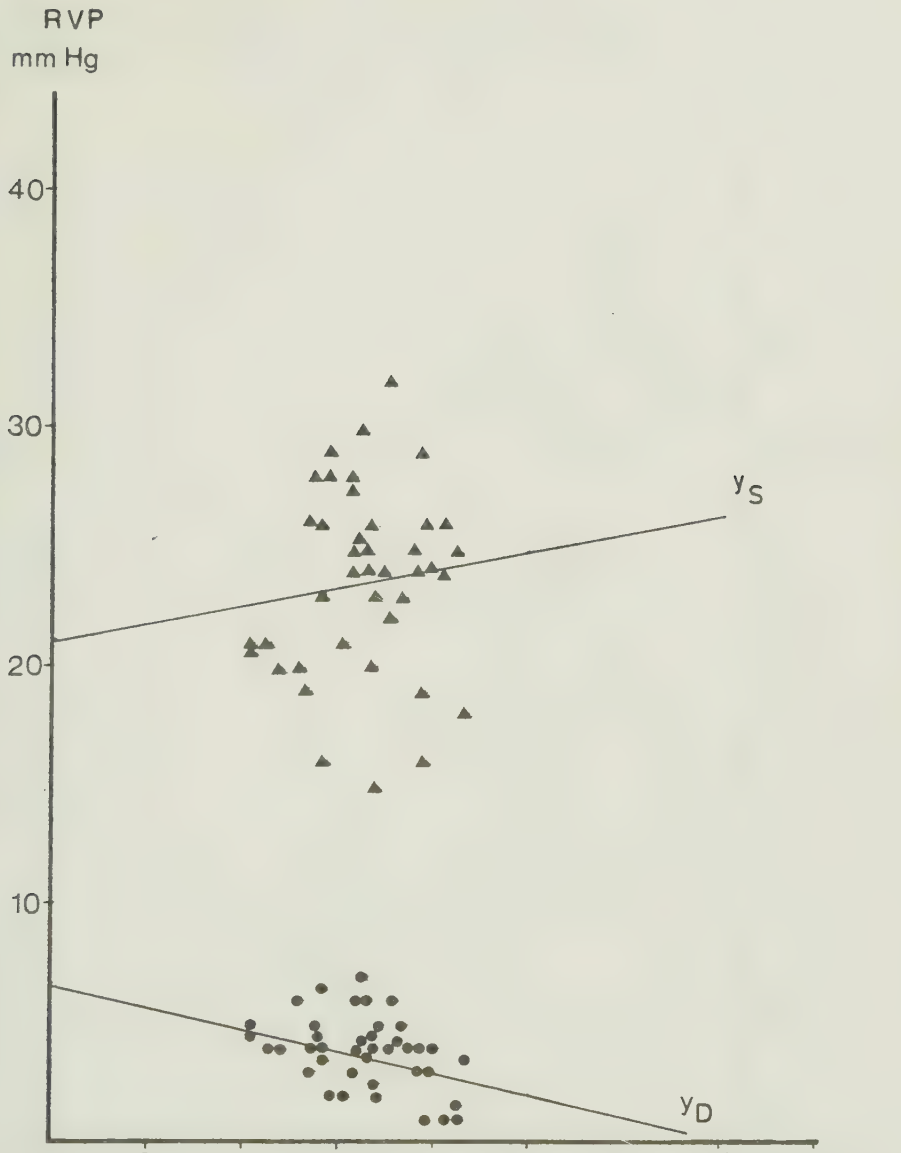


Abb.8

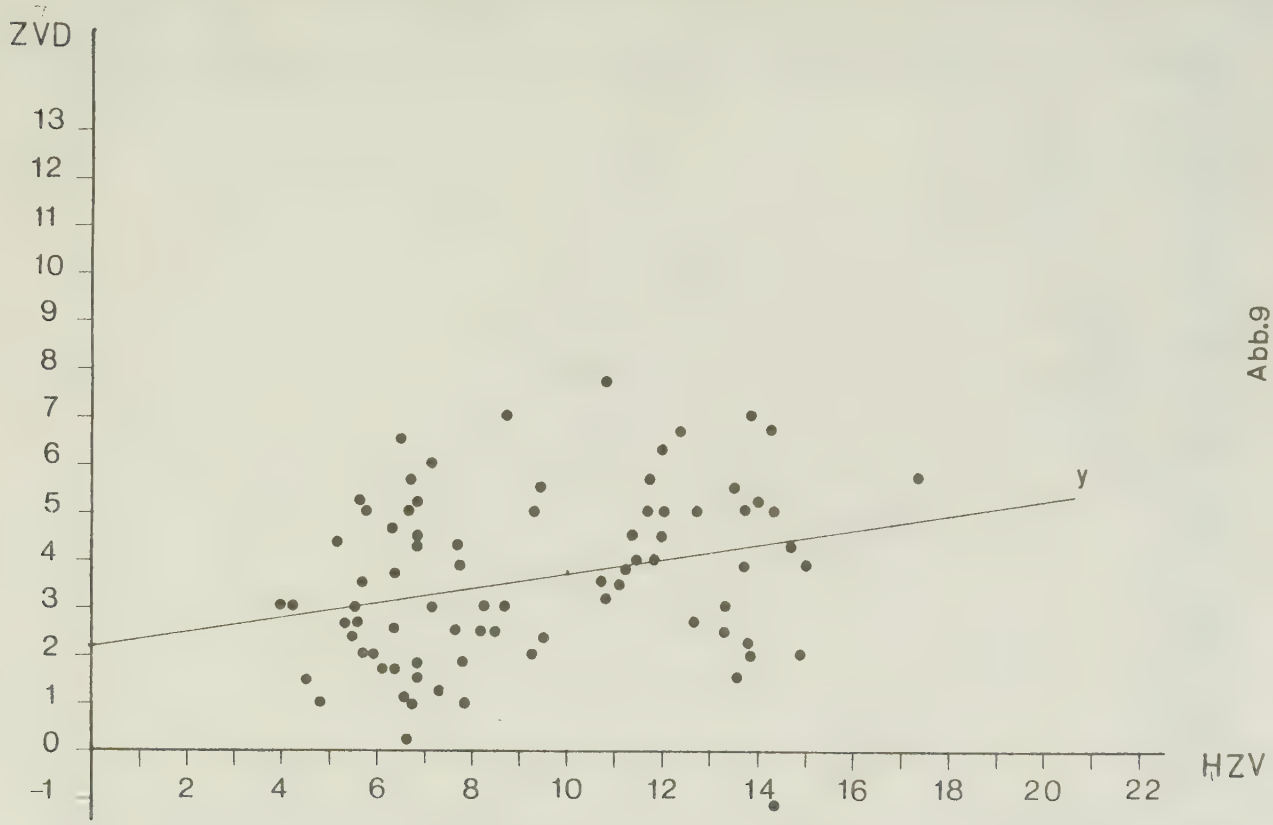


Abb.9

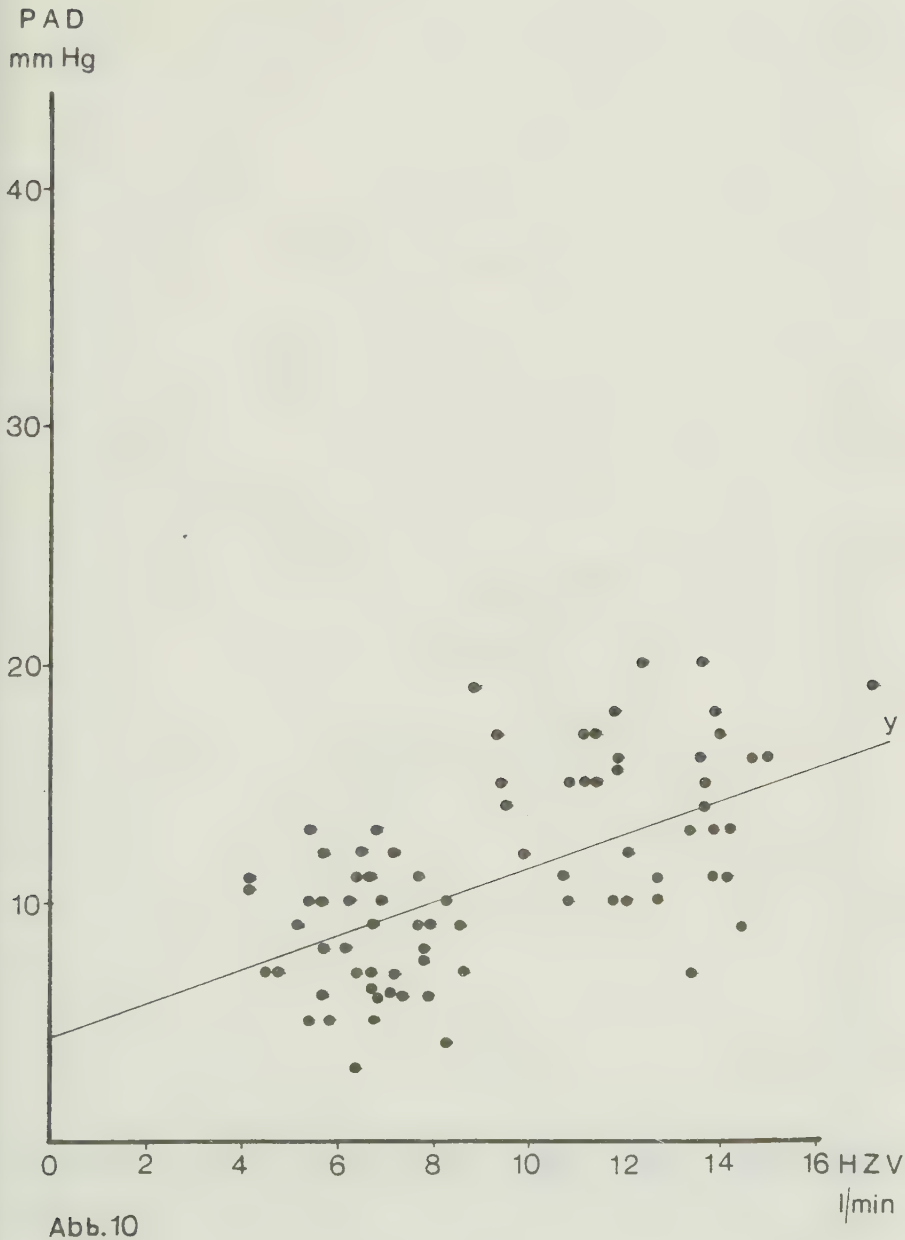


Abb. 10

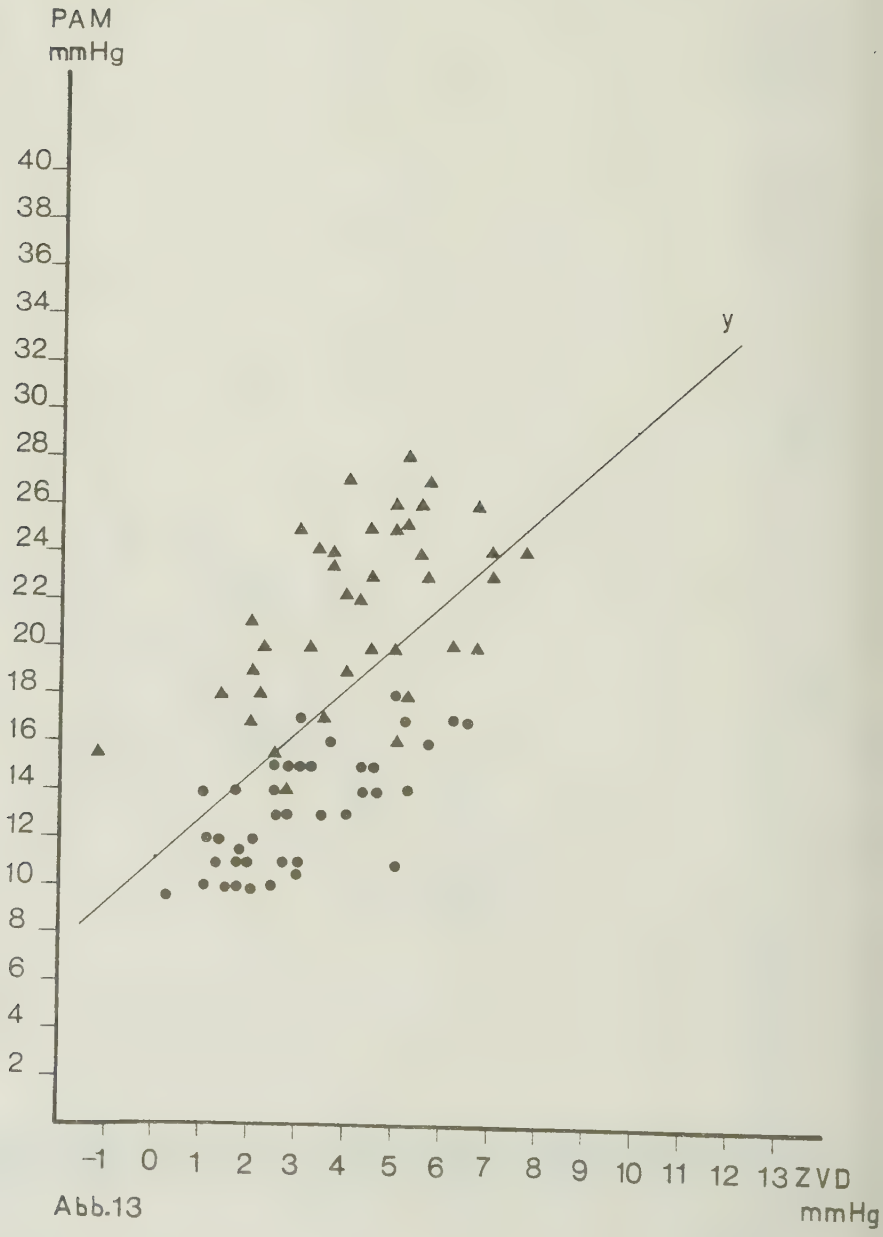
PAM
mmHg
40
38
36
34
32
30
28
26
24
22
20
18
16
14
12
10
8
6
4
2
y
−1 0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 11 12 13 ZVD
mmHg

Abb.13

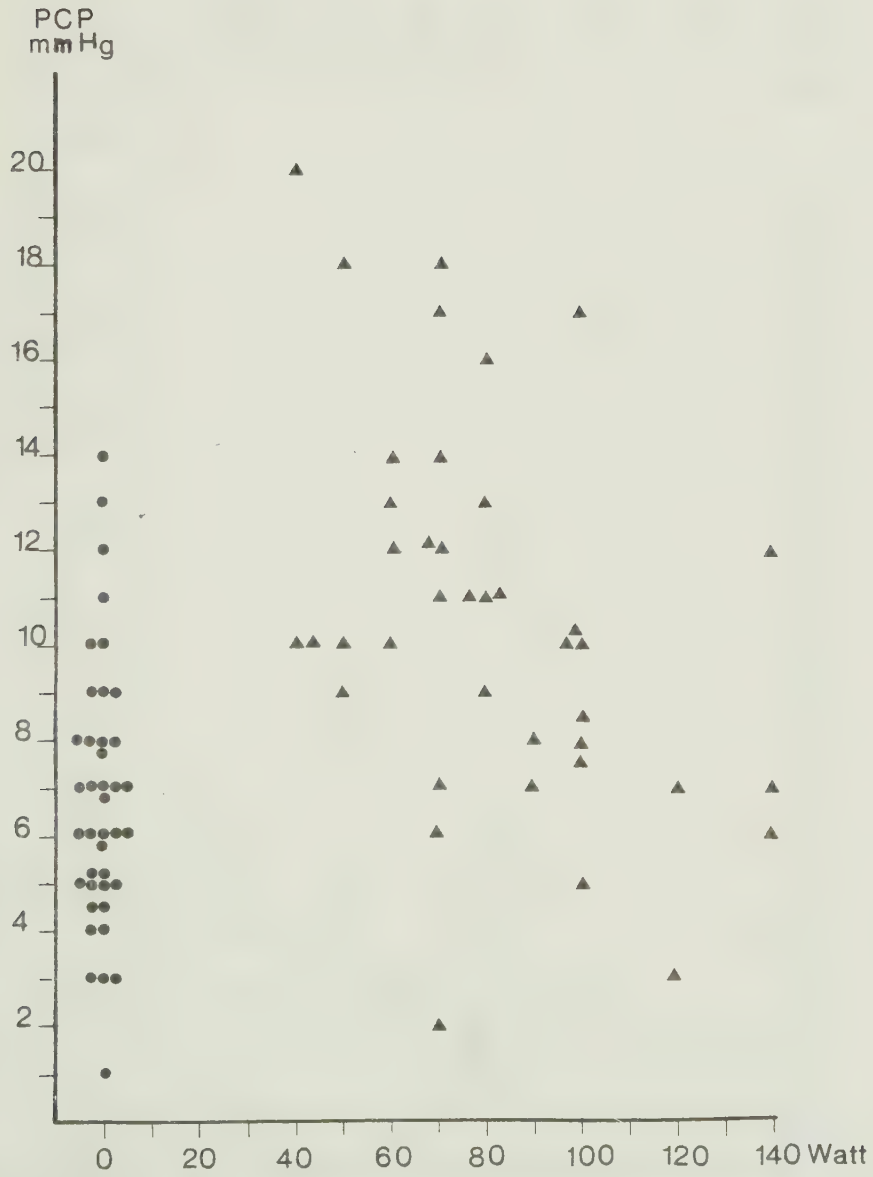


Abb.14

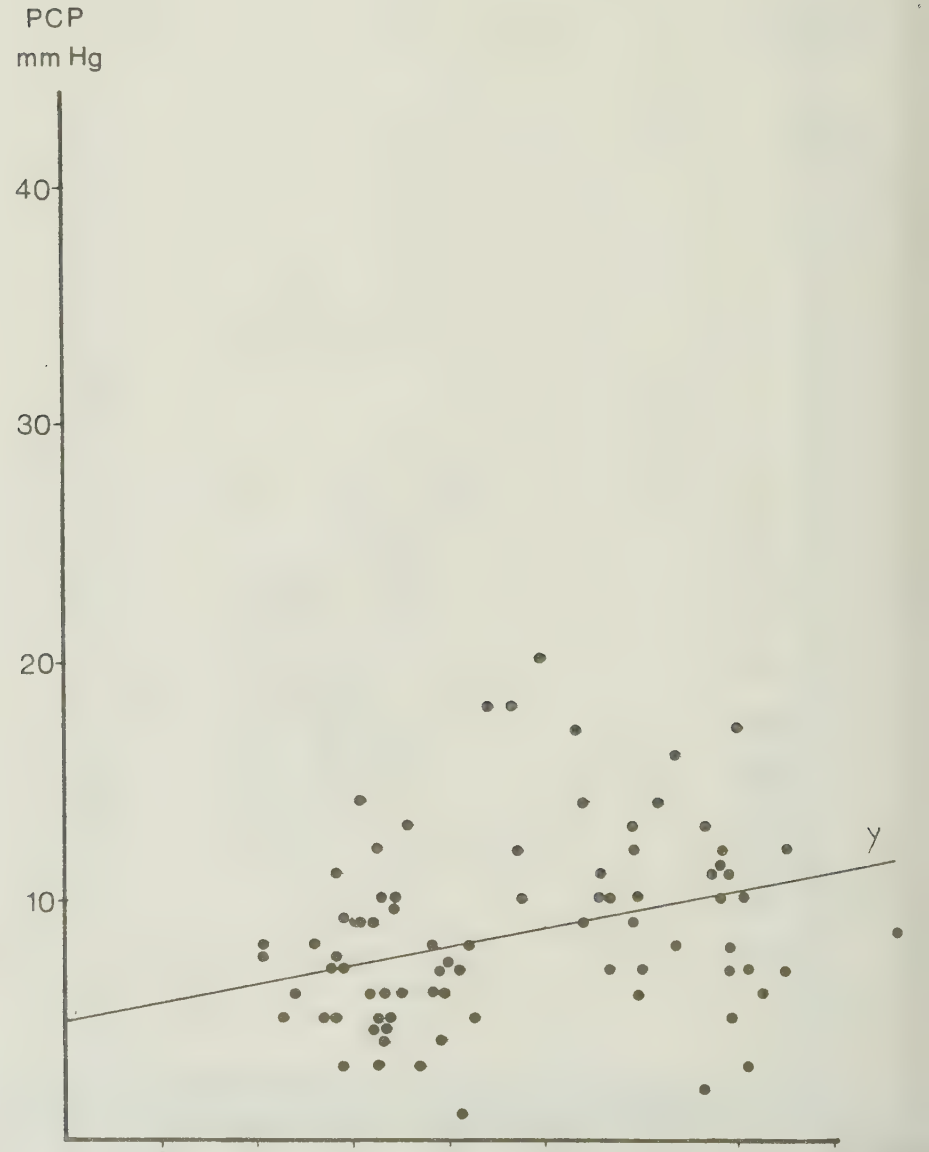


Abb.15

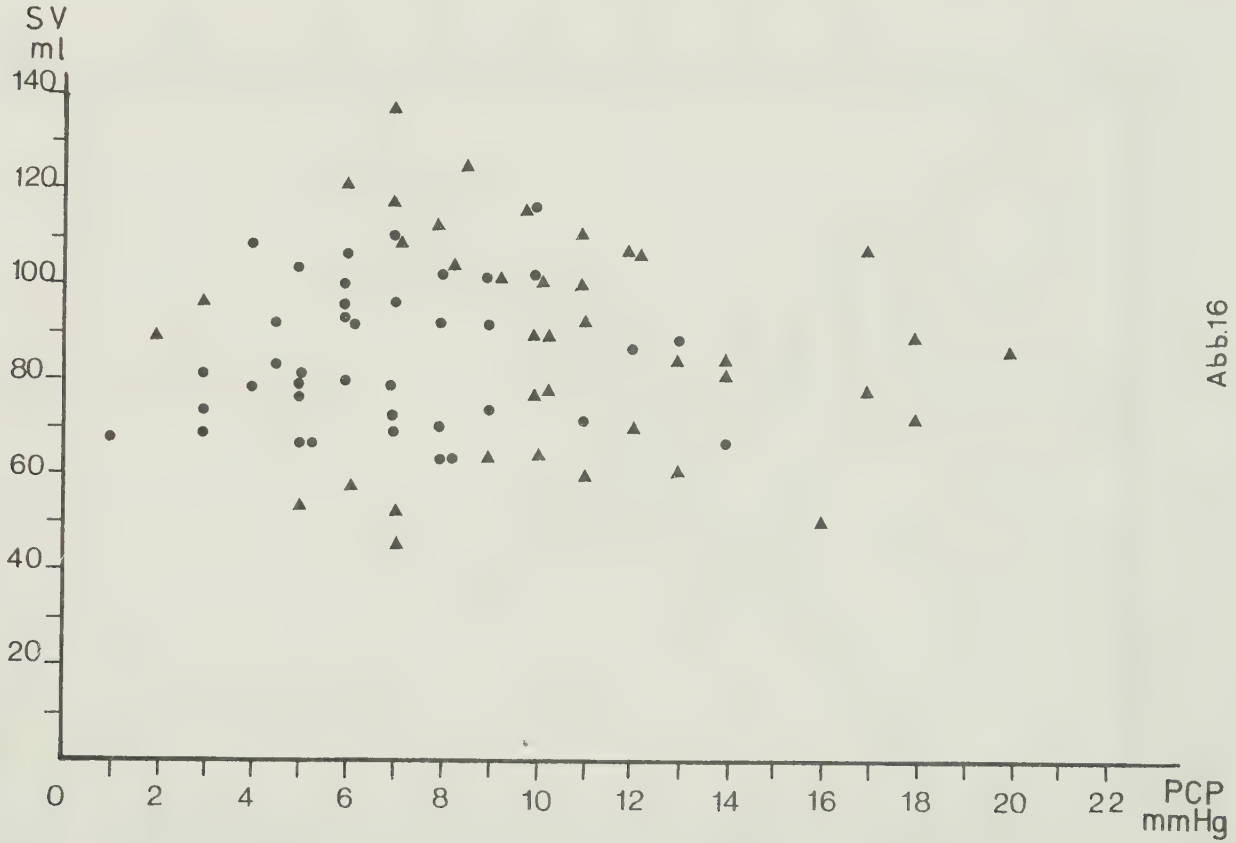


Abb.16

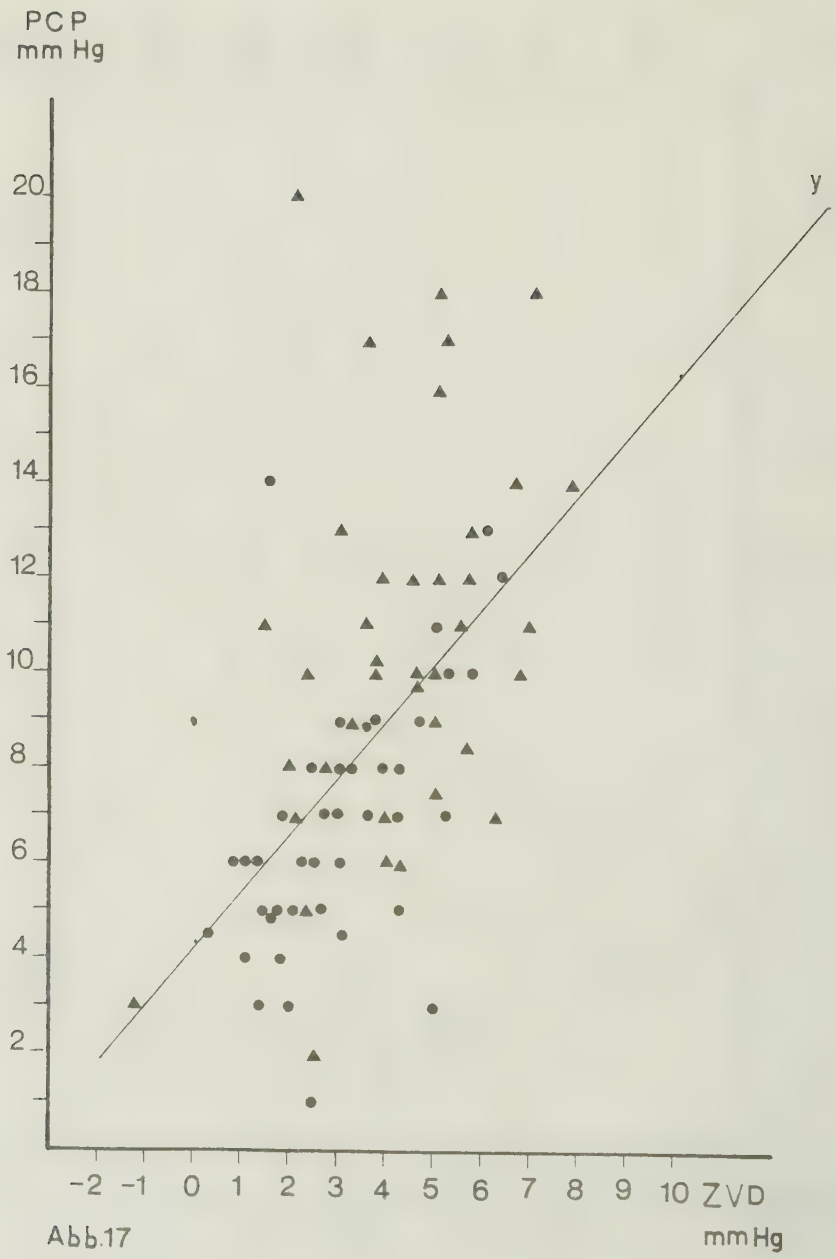


Abb.17

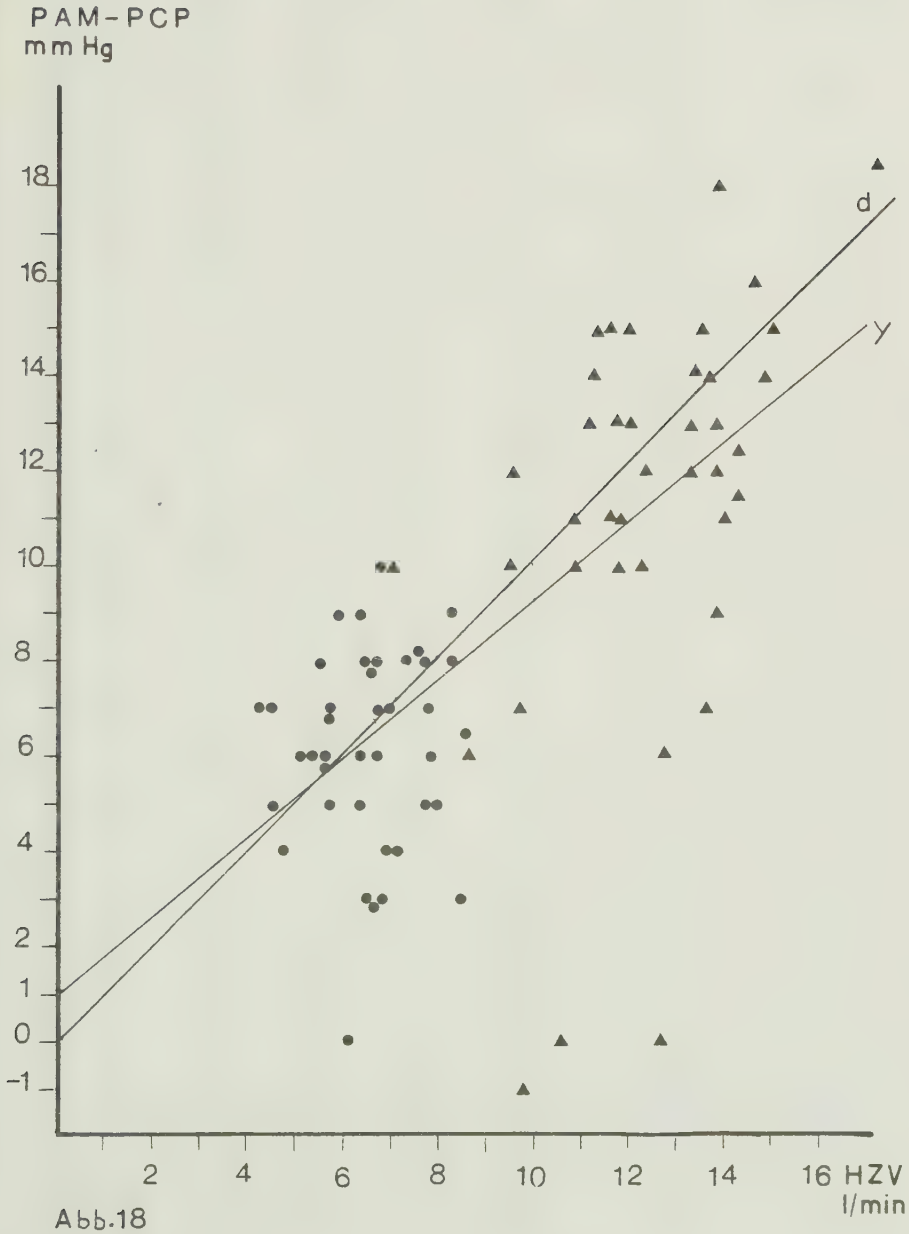


Abb.18

| Name | Alter | Geschl. | HZV | HF | SV | PCP | PAS | PAD |
|---|---|---|---|---|---|---|---|---|
| K.A. | 39 | w | 5,44<br>12,4 | 81<br>158 | 67<br>81 | 5<br>14 | 14<br>33 | 5<br>20 |
| K.B. | 47 | m | 6,12<br>9,85 | 92<br>115 | 67<br>86 | 14<br>(20) | 18<br>26 | 8<br>12 |
| G.B. | 24 | m | 8,46<br>14,26 | 83<br>156 | 102<br>97 | 8<br>3 | 20<br>25 | 7<br>9 |
| U.C. | 35 | m | 6,51<br>15 | 75<br>148 | 87<br>107 | 12<br>12 | 24<br>39 | 12<br>16 |
| J.B. | 43 | m | 8,21<br>13,3 | 120<br>155 | 68<br>89 | 1<br>2 | 16<br>23 | 4<br>7 |
| A.F. | 39 | w | 6,85<br>11,8 | 90<br>141 | 76<br>84 | 5<br>13 | 16<br>27 | 6<br>18 |
| A.G. | 40 | w | 8,23<br>13,7 | 76<br>120 | 110<br>110 | 7<br>12 | 24<br>36 | 10<br>15 |
| F.H. | 45 | m | 6,7<br>14,15 | 81<br>124 | 83<br>115 | 4,5<br>10 | 17<br>35 | 6<br>11 |
| T.H. | 63 | w | 7,32<br>10,8 | 90<br>110 | 81<br>100 | 3<br>9 | 18<br>28 | 6<br>10 |
| M.H. | 32 | w | 7,86<br>13,53 | 80<br>138 | 96<br>100 | 7<br>11 | 20<br>37 | 8<br>16 |
| K.H. | 53 | m | 6,77<br>12 | 95<br>103 | 104<br>117 | 5<br>7 | 20<br>30 | 5<br>10 |
| M.H. | 56 | w | 5,66<br>11,15 | 79<br>128 | 72<br>89 | 11<br>10 | 24<br>32 | 12<br>15 |
| C.L. | 50 | m | 5,46<br>13,58 | 74<br>138 | 74<br>100 | 9<br>10 | 24<br>40 | 13<br>20 |
| P.L. | 33 | m | 7,6<br>13,94 | 76<br>124 | 100<br>112 | 6<br>8 | 21<br>23 | 11<br>11 |
| J.N. | 56 | w | 6,4<br>13,86 | 81<br>130 | 79<br>110 | 5<br>11 | 17<br>30 | 3<br>6 |
| A.O. | 59 | w | 4,8<br>9,53 | 60<br>124 | 80<br>76 | 6<br>10 | 17<br>28 | 7<br>14 |
| C.P. | 56 | w | 5,1<br>8,86 | 73<br>124 | 70<br>71 | 8<br>18 | 20<br>33 | 9<br>19 |
| S.R. | 44 | w | 5,69<br>10,88 | 82<br>128 | 69<br>84 | 7<br>14 | 24<br>38 | 10<br>15 |

| PAM | ZVD | $RVP_s$ | $RVP_d$ | PAR | Watt-Belast. |
|---|---|---|---|---|---|
| 11 | 2,7 | 19 | 3 | 1,1 | - |
| 26 | 6,7 | - | - | 1,05 | 70 |
| 14 | 1,69 | 21 | 2 | 1,31 | - |
| 19 | 1,98 | - | - | 1,12 | 40 |
| 13 | 2,5 | 25 | 1 | 0,59 | - |
| 15,5 | 1,25 | - | - | 0,88 | 120 |
| 17 | 6,47 | 30 | 7 | 0,77 | - |
| 27 | 3,97 | - | - | 0,93 | 140 |
| 10 | 2,5 | 26 | 1 | 1,01 | - |
| 15 | 2,5 | - | - | 0,9 | 70 |
| 10 | 1,47 | 15 | 2 | 0,72 | - |
| 23 | 5,73 | - | - | 0,85 | 60 |
| 15 | 3 | 24 | 1,5 | 0,97 | - |
| 26 | 5 | - | - | 0,73 | 60 |
| 9,5 | 0,27 | 20 | 2,5 | 0,75 | - |
| 20 | 6,76 | - | - | 0,71 | 100 |
| 11 | 1,25 | 23 | 5 | 1,09 | - |
| 20 | 3,23 | - | - | 0,83 | 50 |
| 15 | 4,26 | 29 | 4 | 1,04 | - |
| 26 | 5,51 | - | - | 0,89 | 70 |
| 15 | 4,26 | 23 | 5 | 1,48 | - |
| 20 | 6,25 | - | - | 1,08 | 70 |
| 18 | 5 | 16 | 4 | 1,24 | - |
| 24 | 3,75 | - | - | 1,17 | 60 |
| 17 | 3,01 | 28 | 4 | 1,47 | - |
| 24 | 3,75 | - | - | 1,1 | 100 |
| 14 | 2,5 | 25 | 3 | 1,05 | - |
| 17 | 1,98 | - | - | 0,86 | 90 |
| 11 | 1,76 | 25 | 6 | 0,94 | - |
| 23 | 6,98 | - | - | 0,7 | 80 |
| 10 | 1,02 | 20 | 2 | 0,83 | - |
| 20 | 2,29 | - | - | 0,94 | 40 |
| 14 | 4,26 | 20 | 6 | 1,18 | - |
| 24 | 6,98 | - | - | 0,46 | 50 |
| 14 | 5,22 | 26 | 4 | 1,23 | - |
| 24 | 7,72 | - | - | 0,92 | 60 |

| Name | Alter | Geschl. | HZV | HF | SV | PCP | PAS | PAD |
|---|---|---|---|---|---|---|---|---|
| L.S. | 30 | w | 6,44 | 70 | 92 | 9 | 23 | 11 |
| | | | 11,1 | 117 | 92 | 11 | 33 | 17 |
| E.S. | 49 | w | 4,52 | 68 | 66,5 | 5 | 15 | 7 |
| | | | 9,33 | 108 | 88,9 | 18 | 34 | 17 |
| J.U. | 55 | m | 6,96 | 60 | 116 | 10 | 27 | 10 |
| | | | 14,02 | 107 | 107 | 17 | 40 | 17 |
| P.W. | 38 | m | 7,13 | 81 | 88 | 13 | 27 | 12 |
| | | | 12,7 | 125 | 103 | 8 | 27 | 11 |
| F.Z. | 55 | m | 6,35 | 66 | 96,2 | 6 | 13 | 7 |
| | | | 11,4 | 125 | 99,1 | 10 | 37 | 17 |
| A.L. | 47 | w | 4,19 | 66 | 63 | 8 | 22 | 11 |
| | | | 6,85 | 90 | 76 | 10 | 30 | 13 |
| A.L. | 47 | w | 4,19 | 66 | 63 | 8 | 22 | 11 |
| | | | 9,46 | 135 | 70 | 12 | 36 | 15 |
| J.L. | 45 | m | 6,71 | 58 | 116 | 6 | 23 | 9 |
| | | | 13,9 | 140 | 136 | 7 | 40 | 18 |
| E.M. | 23 | m | 6,72 | 66 | 102 | 10 | 22 | 11 |
| | | | 17,35 | 138 | 126 | 8,5 | 32 | 19 |
| J.T. | 43 | m | 7,65 | 83 | 92 | 8 | 23 | 9 |
| | | | 10,66 | 124 | 86 | 17 | 29 | 11 |
| K.W. | 55 | m | 5,5 | 68 | -- | 7 | 23 | 10 |
| | | | 11,92 | 120 | -- | 12 | 33 | 16 |
| M.W. | 29 | m | 8,55 | 93 | 92 | 4,5 | 16 | 9 |
| | | | 14,28 | 132 | 108 | 7,5 | 23 | 13 |
| A.W. | 39 | m | 6,29 | 62 | 101 | 9 | 21 | 10 |
| | | | 14,58 | 135 | 121 | 6 | 29 | 16 |
| R.B. | 34 | m | 6,62 | 84 | 78,8 | 4 | 20 | 6 |
| | | | 14,92 | 130 | 114,5 | 7 | 30 | 10 |
| D.B. | 32 | m | 7,11 | 76 | 93 | 6 | 20 | 7 |
| | | | 12,74 | 150 | 87 | 16 | 26 | 10 |
| R.B. | 29 | w | 5,72 | 77 | 74 | 7 | 17 | 8 |
| | | | 11,41 | 162 | 70,5 | 7 | 31 | 15 |
| H.F. | 46 | m | 6,56 | 95 | 69 | 3 | 16 | 7 |
| | | | 11,92 | 118 | 101 | 6 | 25 | 12 |

| PAM | ZVD | RVs | RVd | PAR | Watt-Belast. |
|---|---|---|---|---|---|
| 16 | 3,75 | 28 | 6 | 1,09 | - |
| 24 | 3,53 | - | - | 1,17 | 80 |
| 10 | 1,54 | 21 | 4 | 1,11 | - |
| 25 | 5 | - | - | 0,86 | 70 |
| 17 | 5,22 | 24 | 4 | 1,01 | - |
| 28 | 5,22 | - | - | 1,21 | 70 |
| 17 | 6,02 | 32 | 6 | 0,56 | - |
| 14 | 2,72 | - | - | 0,55 | 100 |
| 15 | 2,5 | 28 | 4 | 1,42 | - |
| 25 | 4,48 | - | - | 1,14 | 100 |
| 15 | 3,01 | 21 | 5 | 1,67 | - |
| 20 | 4,48 | - | - | 1,89 | 40 |
| 15 | 3,01 | 21 | 5 | 1,67 | - |
| 24 | 5,51 | - | - | 0,85 | 70 |
| 14 | 1,02 | 24 | 4 | 1,19 | - |
| 25 | - | - | - | 1,28 | 120 |
| 16 | 5,73 | 26 | 5 | 0,89 | - |
| 27 | 5,73 | - | - | 1,07 | 100 |
| 13 | 3,97 | 19 | 4 | 0,65 | - |
| 17 | 3,52 | - | - | 1,03 | 100 |
| 13 | 2,72 | 26 | 5 | 1,05 | - |
| 23 | 4,5 | - | - | 0,92 | 70 |
| 11 | 3,01 | 18 | 3,5 | 0,76 | - |
| 18 | 5 | - | - | 0,73 | 100 |
| 14 | 4,63 | 24 | 3 | 0,79 | - |
| 22 | 4,26 | - | - | 1,03 | 140 |
| 12 | 1,02 | 25 | 4 | 1,21 | - |
| 21 | 1,98 | - | - | 1 | 140 |
| 11 | 3 | 22 | 4 | 0,7 | - |
| 16 | 5 | - | - | 0,78 | 80 |
| 13 | 3,5 | 23 | 6,5 | 1,05 | - |
| 22 | 4 | - | - | 1,23 | 90 |
| 11 | 5 | 25 | 4 | 1,22 | - |
| 19 | 4 | - | - | 1,17 | 70 |

| Name | Alter | Geschl. | HZV | HF | SV | PCP | PAS | PAD |
|---|---|---|---|---|---|---|---|---|
| E.M. | 34 | m | 5,68<br>11,85 | 69<br>100 | 82<br>116 | 5<br>9 | 19<br>26 | 6<br>10 |
| K.W. | 54 | m | 7,91<br>13,4 | 87<br>125 | 91<br>108 | 6<br>13 | 21<br>41 | 6<br>13 |
| F.S. | 74 | m | 5,86<br>11,95 | 79<br>103 | 74<br>116 | 3<br>10 | 21<br>39 | 5<br>16 |
| P.K. | 54 | m | 7,79<br>13,9 | 72<br>115 | 108,2<br>115,8 | 4<br>5 | 16<br>27 | 9<br>13 |
| A.H. | 45 | m | 7,9<br>13,6 | 100<br>130 | 79<br>105 | 7<br>11 | 15<br>26 | 8<br>14 |

| PAM | ZVD | RVs | RVd | PAR | Watt-Belast. |
|---|---|---|---|---|---|
| 10 | 2 | 28 | 4 | 0,88 | - |
| 20 | 5 | - | - | 0,86 | 80 |
| 12 | 1 | 26 | 4 | 0,76 | - |
| 25 | 3 | - | - | 0,9 | 80 |
| 12 | 2 | 29 | 2 | 1,54 | - |
| 25 | 5 | - | - | 1,15 | 50 |
| 11 | 1,83 | 16 | 1 | 0,9 | - |
| 18 | 2,2 | - | - | 0,94 | 100 |
| 12 | 1,76 | 24 | 4 | 0,63 | - |
| 18 | 1,47 | - | - | 0,51 | 80 |

Literaturverzeichnis

1. Asmussen, E., M. Nielsen:
The cardiac output in rest and work determined simultaneously by the acetylene and the dye injection methods.
Acta physiol. Scand. 27 (1953), 217-230.

2. Asmussen, E., M. Nielsen:
Cardiac output during mascular work and its regulation.
Physiol. Rev. 35 (1955), 778-781.

3. Astrand, P.O., T.E. Cuddy, B. Saltin, J. Stenberg:
Cardiac output during submaximal and maximal work.
J Appl Physiol. 19 (1961), 279-282.

4. Barratt-Boyes, B.G., E.H. Wood:
Hemodynamic response of healthy subjects to exercise in the supine position while breathing oxygen.
J Appl Physiol. 11 (1957), 129-135.

5. Bevegard, S., A.Holmgren, B. Jonsson:
Circulatory studies in well trained athletes at rest and during heavy exercise, with special reference to stroke volume and the influence of body position.
Acta physiol. Scand. 57 (1963), 26-50.

6. Bevegard, S., U. Freyschuss, T. Strandell:
Circulatory adaption to arm and leg exercise in supine and sitting position.
J.Appl Physiol. 21 (1961), 37-46

7. Braunwald, E., E.H. Sonnenblick, J. Ross, G. Glick, S.E. Epstein:
An analysis of the cardiac response to exercise.
Circul Res. 20 (1967), 44-56.

8. Bühlmann, A., H. Gattiker:
Herzzeitvolumen, Schlagvolumen und physische Arbeitskapazität
Schweiz. med. Wschr. 94 (1964), 443-448.

9. Chapman, C.B., J.N. Fisher, B.J. Sproule:
Behavior of stroke volume at rest and during exercise in human beings.
J. clin invest. 39 (1960), 1208-1212.

10. Dexter, L., J.L. Whittenberger, F.W. Haynes, W.T.Goodale, R. Gorlin, C.G. Sawyer:
Effect of exercise on circulatory danamics of normal individuals.
J Appl Physiol. 3 (1951), 439-452.

11. Ekelung, L.G., A. Holmgren:
Central hemodynamics during exercise.
Supplement I to Circul Res. 20 (1967), 33-43.

12. Ekelund, L.G.: Circulatory and respiratory adaption during prolonged exercise in the supine position.
Acta physiol. scand. 68 (1966), 382-396.

13. Epstein, S.E., D. Beiser, M. Stampfer, B.F. Robinson, E. Braunwald:
Characterization of the circulatory response to maximal upright exercise in normal subjects and patients with heart disease.
Circulation 35 (1967), 1049-1062.

14. Gattiker, H.: Das Verhalten des Herzschlagvolumens in Ruhe und während körperlicher Arbeit beim Menschen.
Cardiologia 46 (1965), 348-369.

15. Granath, A., B.Jonsson, T. Strandell:
Circulation in healthy old men, studied by right heart catheterization at rest and during exercise in supine and sitting position.
Acta med. scand. 176 (1964), 425-445.

16. Holmgren, A., B.Jonsson, T. Sjöstrand:
Circulatory data in normal subjects at rest and during exercise in recumbent position, with special reference to the stroke volume at different work intensities.
Acta physiol. scand. 49 (1960), 343-363.

17. Kubicek, F.: Bemerkungen zum methodischen Vorgehen beim ergometrischen Arbeitsversuch.
Wieder Klinische Wochenschrift 33 (1972), 522-525.

18. Most, E., H.W. Klempt, F. Bender, E. Korkisch:
Das Verhalten des Pulmonalarterien- und Pulmonalkapilldruckes bei einstufiger Ergometerbelastung.
Herz/Kreislauf 7 (1975), 399-405.

19. Musshoff, K., H. Reindell, H. Klepzig:
Stroke volume, arterio-venous difference, cardiac output and physical working capacity, and their relationship to heart volume.
Acta cardiol. 14 (1959), 427-432.

20. Nechwatal, W., Eversmann, P. Bier, E. König:
Die Bestimmung des Herzzeitvolumens mit einer automatisierten Thermodilutionsmethode.
Klin. Wochenschrift 54 (1976).

21. Nechwatal, W.: Neuere klinisch-kardiologische Funktionsdiagnostik.
Bay. Ärzteblatt 7 (1976), 602-608.

22. Noder, W.: Das Normalverhalten der Funktionsgrößen des Kreislaufs unter körperlicher Arbeit.
Arch. Kreislauff. 44 (1964), 224-231.

23. Reeves, J.T., R.F. Grover, G.F. Filley, S.G. Blount:
Circulatory changes in man during mild supine exercise.
J Appl Physiol. 16 (1961), 279-282.

24. Reeves, J.T., R.F. Grover, S.G. Blount, G.F. Filley:
Cardiac output response to standing and treadmill walking.
J.Appl Physiol. 16 (1961), 283-287.

25. Reeves, J.T., R.F. Grover, G.F. Filley, S.G. Blount:
Cardiac output in normal resting man.
J Appl Physiol. 16 (2) (1961), 276-278.

26. Ross, J.: The assessment of myocardial performance in man by hemodynamic and cineangiographic technics.
Ameri. J. of Cariol. 23 (1969), 511-515.

27. Ross, J., E.H.Sonnenblick:
Mechanisms of contraction of the normal and failing heart.
New Engl. J. of Med. 2 (1967), 962-970.

28. Ross, J., J.H. Gault, D.T. Mason, J.W. Linhart, E. Braunwald:
Left ventricular performance during maxcular exercise in patients with and without cardiac dysfunction.
Circulation 34 (1966), 597-607.

29. Rothlin, M.E., U. Alsleben:
Verhalten von Herzminutenvolumen, Schlagvolumen und Kreislaufzeit von Herzkranken unter körperlicher Belastung.
Cardiologia 46 (1965), 173-179.

30. Rushmer, R.F.: Constancy of stroke volume in ventricular responses to exertion.
Ameri. J. of Physiol. 196 (1959), 745-750.

31. Sachs, L.: Statische Auswertungsmethoden.
Springer-Verlag, 2. Auflage

32. Slonim, N.B., A. Ravin, O.J. Balchum, S.H. Dressler:
The effect of mild exercise in the supine position on the pulmonary arterial pressure of five normal human subjects.
J. Clin. Invest. 33 (1954), 1022-1029.

33. Widimsky, J., E. Berglund, R. Malmberg:
Effect of repeated exercise on the lesser circulation.
J. Appl. Physiol. 18 (1963), 983-986.

## Lebenslauf

Ich, Franz Roth, wurde am 21.12.1951 als zweites von drei Kindern des Landwirts Georg Roth und seiner Ehefrau Victoria Roth, geborene Fäustle, in Erkheim, Kreis Unterallgäu, geboren.

Dort besuchte ich von 1958 bis 1963 die Volksschule, anschließend wechselte ich auf das Bernhard-Strigel-Gymnasium in Memmingen über, an dessen neusprachlichen Zweig ich 1972 das Abitur ablegte.

Im Wintersemester 1972/73 immatrikulierte ich mich an der Medizinischen Fakultät der Universität München und bestand im Frühjahr 1975 das Physikum.

Am 18.5.1979 habe ich die ärztliche Prüfung an der Universität München bestanden.

Herrn Professor Dr. med. E. König danke ich für die freundliche Überlassung des Themas.

Mein Dank gilt auch Herrn Dr. W. Nechwatal, der mich bei dieser Arbeit verständnisvoll und freundlich betreute.

Weiter danke ich Herrn Dr. Schewe vom Institut für Biomathematik der Universität München für seinen Rat bei statistischen Fragen.